

Untersuchungen zur hüftstabilisierenden Wirkung
des atmosphärischen Druckes und zur Range of Motion
bei Hebelwirkung auf Gelenkmodelle

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. med.

an der Medizinischen Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von: Hannes Rauch

geboren am: 24.05.1985 in Leipzig

angefertigt an: Universität Leipzig / Medizinische Fakultät
Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und
Plastische Chirurgie

Betreuer: PD Dr. med. habil. Torsten Prietzel

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom: 28.02.2017

Für meine Eltern und Melanie.

Bibliographische Beschreibung

Rauch, Hannes:

Untersuchungen zur hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes und zur Range of Motion bei Hebelwirkung auf Gelenkmodelle

Universität Leipzig, 2016: Dissertation

56 Seiten, 98 Literaturzitate, 9 Abbildungen, 8 Tabellen, Erklärung, Lebenslauf

Referat:

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenkes stellt eines der am häufigsten durchgeführten und erfolgreichsten operativen Behandlungsverfahren dar. Trotz der hohen Erfolgsaussichten können Komplikationen auftreten, wobei aseptische Lockerungen und Luxationen die größte Bedeutung besitzen. Eine wesentlich geringere Luxationsrate bei Verwendung größerer Gelenkköpfe wurde in klinischen Studien nachgewiesen, jedoch bislang trotz existierender Widersprüche auf die geringe Zunahme von technischer Range of Motion (techROM) und Dislokationsstrecke („Jump distance“) zurückgeführt. Eine alternative Erklärung für die wesentlich geringere Luxationsrate größerer Köpfe stellt die erhebliche Zunahme der Gelenkstabilität dar, welche aus der hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes resultiert. Bisherige experimentelle Untersuchungen zu dieser Thematik basierten auf abstrakten Zugversuchen an Gelenkmodellen. HTEP-Luxationen werden jedoch praktisch vorwiegend durch Impingement und Hebelwirkung verursacht. Das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie bestand darin, die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes und die technische ROM bei Hebelwirkung auf verschieden große Gelenkmodelle vergleichend zu analysieren, um Konsequenzen für die Hüftendoprothetik abzuleiten. Zu diesem Zweck wurden Hüftgelenkmodelle mit 22 – 44 mm Durchmesser durch Hebelwirkung und unter kontinuierlicher Messung von wirkender Kraft, erreichter Dislokation und intraartikulärem Druck luxiert. Ergänzend erfolgten Messungen der technischen ROM bis zu Impingement und Luxation. Die Untersuchungen ergaben bei Zunahme des Gelenkdurchmessers einen erheblichen Anstieg der zur Luxation erforderlichen Hebelwirkung, während die ROM nur einen geringen Zuwachs zeigte. Somit legt diese Studie nahe, dass die geringere Luxationsneigung größerer Hüftendoprothesenköpfe in erster Linie auf der hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes und nicht auf der techROM basiert.

Inhaltsverzeichnis

1	Abkürzungsverzeichnis	3
2	Einleitung und Hypothese	4
3	Grundlagen.....	5
3.1	Der anatomische Aufbau des Hüftgelenkes.....	5
3.1.1	Knöcherne Elemente.....	5
3.1.2	Ligamentäre Strukturen und labrokapsulärer Komplex.....	6
3.1.3	Muskulatur.....	8
3.2	Die Funktion des natürlichen Hüftgelenkes	8
3.2.1	Gelenktypen	8
3.2.2	Bewegungen	9
3.2.3	Die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes	10
3.2.3.1	Die Versuche der Gebrüder Weber.....	11
3.2.3.2	Die Kontroverse zur Bedeutung des atmosphärischen Druckes für die Hüftstabilität.....	12
3.2.3.3	Luxationskraft und Luxationsarbeit als Parameter zur Quantifizierung der Hüftstabilität.....	15
3.3	Die Hüftendoprothetik	15
3.3.1	Historische Entwicklung	15
3.3.2	Gegenwärtiger Entwicklungsstand	16
3.3.3	Die HTEP-Luxation als gefürchtete Komplikation	19
3.3.4	Risikofaktoren für HTEP-Luxationen	20
3.3.5	Gegenwärtige Auffassung zur Bedeutung von Kopfdurchmesser und Range of Motion (ROM).....	22
3.3.6	ROM und technische ROM	23
3.4	Physikalische Betrachtung des Hebelvorganges.....	24
3.4.1	Hebelgesetz und Drehmoment.....	24
3.4.2	Hebelwirkung auf eine HTEP	25
4	Material und Methodik	28
4.1	Aufbau der Gelenkmodelle.....	28
4.2	Aufbau des Hebelversuches	29
4.3	Versuchsaufbau der ROM-Messung	31
5	Ergebnisse	33
5.1	Ergebnisse der Hebelversuche	33
5.2	Ergebnisse der ROM-Messung	40
6	Diskussion	41

7	Zusammenfassung der Arbeit	44
8	Literaturverzeichnis	46
9	Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit	55
10	Lebenslauf.....	56

1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CCD	Caput-Collum-Diaphysen (-Winkel)
CoC	Ceramic on Ceramic (Keramik-Keramik-Gleitpaarung)
CoPE	Ceramic on Polyethylen (Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung)
CT	Computertomographie
HTEP	Hüfttotalendoprothese
MoM	Metal-on-Metal (Metall-Metall-Gleitpaarung)
PE	Polyethylen
PJ	Personenjahre
PMMA	Polymethylmethacrylat
ROM	Range of Motion (Bewegungsausmaß)
techROM	Technische Range of Motion
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene

2 Einleitung und Hypothese

Der endoprothetische Ersatz des Hüftgelenkes stellt gegenwärtig eines der häufigsten und erfolgreichsten operativen Behandlungsverfahren dar. So erfolgen in Deutschland gegenwärtig etwa 235 000 hüftendoprothetische Eingriffe pro Jahr (Statistisches Bundesamt 2011). Bezüglich der Versorgungsrate belegt Deutschland mit 296 Hüftendoprothesen pro 100 000 Einwohner im internationalen Vergleich einen vorderen Platz. Trotz der hohen Erfolgsaussichten des überwiegend elektiv durchgeführten Eingriffs gibt es jedoch nach wie vor Komplikationen, wobei aseptische Lockerungen und Luxationen die größte Bedeutung besitzen. Eine wesentlich geringere Luxationsrate bei Verwendung größerer Gelenkköpfe wurde in klinischen Studien nachgewiesen, jedoch bislang trotz existierender Widersprüche auf die geringe Zunahme von technischer Range of Motion (techROM) und Dislokationsstrecke („Jump distance“) zurückgeführt. Eine alternative Erklärung für die wesentlich geringere Luxationsrate größerer Köpfe stellt die erhebliche Zunahme der Gelenkstabilität und damit des Luxationswiderstandes dar, welche aus der hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes resultieren (Prietzel et al. 2007, 2014). Bisherige experimentelle Untersuchungen zu dieser Thematik basierten aus messtechnischen Gründen auf abstrakten Zugversuchen (Prietzel et al. 2007). HTEP-Luxationen werden jedoch in der Realität vorwiegend durch Impingement und Hebelwirkung verursacht. Das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie bestand darin, die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes und die technische ROM bei Hebelwirkung auf verschieden große Gelenkmodelle vergleichend zu analysieren, um Konsequenzen für die Hüftendoprothetik abzuleiten.

Die Hypothese lautet, dass der Luxationswiderstand auch bei Hebelwirkung proportional zum Gelenkdurchmesser erheblich ansteigt, während der ROM-Zuwachs im Sinne einer Asymptote bei größeren Gelenkköpfen immer geringer wird und somit die stark verminderte Luxationsrate nicht plausibel erklärt.

3 Grundlagen

3.1 Der anatomische Aufbau des Hüftgelenkes

3.1.1 Knöcherne Elemente

Das Hüftgelenk ist ein Nussgelenk (Schiebler 2005), welches eine Sonderform des Kugelgelenkes darstellt. Es ist dadurch charakterisiert, dass mehr als die Hälfte des Hüftkopfes von Pfanne und Labrum acetabulare umschlossen werden (Bertolini 1995). Dies ermöglicht eine sichere Führung der Bewegung bei gleichzeitig relativ großem Bewegungsumfang. Die knöchernen Elemente besitzen einen engen Kontakt zueinander und bestehen aus dem Caput femoris (Hüftkopf) und dem Acetabulum (Hüftgelenkpfanne).

Das Acetabulum (Hüftgelenkspfanne) ist aus allen drei Beckenknochen zusammengefügt. Dabei wird das Dach vom Os ilium (Darmbein), der ventrale Rand vom Os pubis (Schambein) und der dorsokaudale Rand vom Os ischii (Sitzbein) gebildet. Das Acetabulum wird dabei von einer halbmondförmigen Gelenkfläche, der Facies lunata, umgeben. Hier findet die Kraftübertragung statt. Das Labrum acetabuli (Gelenkklippe) besteht aus faserknorpelartigem Material und setzt am knöchernen Limbus acetabuli an (siehe Abb. 1). Es umschließt den Hüftkopf und dient als Gelenkklippe.

Das Gegenstück, das Caput femoris, ist kugelförmig und passt sich konzentrisch in das Acetabulum ein. In der Fovea capitis femoris, einer nabelförmigen Einziehung am Caput femoris, setzt das Ligamentum capitis femoris an. Dieses dünne, dreieckige Band zieht innerhalb des Hüftgelenkes durch die Gelenkkapsel und enthält in der Jugend die Arteria capitis femoris. Nach distal hin schließt sich das Collum femoris (Oberschenkelhals) an (siehe Abb. 2).



Abb. 1: rechtes Hüftbein, Einblick in das Acetabulum mit der Facies lunata, die außen vom Limbus acetabuli und innen von der Fossa acetabuli begrenzt wird (entnommen aus Prietzel 2013)



Abb. 2: rechtes proximales Femur von ventral, Hüftkopf und Schenkelhals bilden mit der Diaphyse den CCD-Winkel (entnommen aus Prietzel 2013)

3.1.2 Ligamentäre Strukturen und labrokapsulärer Komplex

Die widerstandsfähigsten und kräftigsten Bänder des Menschen finden sich im Bereich des Hüftgelenkes. Zu nennen sind hier vor allem das Ligamentum iliofemorale, Ligamentum ischiofemorale und Ligamentum pubofemorale. Die Zona orbicularis (Ringband) verbindet die drei Bänder im Bereich des Collum femoris. Hinzu kommen das schon zuvor genannte Ligamentum capitis femoris und das Ligamentum transversum acetabuli (Schiebler 2005).

Das Ligamentum iliofemorale verläuft von der Spina iliaca anterior inferior zur Linea intertrochanterica und verstärkt damit die ventrale Wand der Gelenkkapsel. Es besteht dabei aus 2 Anteilen, Pars transversa und Pars descendens, welche gemeinsam die übermäßige Extension verhindern. Dabei hemmt der Pars transversa zusätzlich die Außenrotation, der Pars descendens hingegen die Innenrotation der Hüfte (Schiebler 2005).

Der Ursprung des Ligamentum ischiofemorale liegt dorsal am Corpus ossis ischii. Von hier aus verläuft es schraubenförmig dorsokranial um das Caput und das Collum femoris zum lateralen Bereich der Linea intertrochanterica. Es verstärkt die dorsale Wand der Gelenkkapsel und hemmt die Innenrotation und Extension sowie im geringem Maße auch die Adduktion im Hüftgelenk.

Als drittes Band zieht das Ligamentum pubofemorale vom Ramus superior ossis pubis nach ventromedial zum medialen Abschnitt der Linea intertrochanterica und dem Trochanter minor. Neben der Verstärkung der medialen Gelenkkapsel verhindert es vor allem eine übermäßige Abduktion und Außenrotation (Schiebler 2005).

Die straffe, trichterförmige und enganliegende Hüftgelenkkapsel ist die dickste und kräftigste des Bewegungsapparates. Sie wird durch innerhalb der Kapsel gelegene Bänder stabilisiert und in der Mitte durch die Zona orbicularis (Ringband) umgürtet. Dort strahlen Bindegewebsfasern des Ligamentum iliofemorale, Ligamentum ischiofemorale und Ligamentum pubofemorale ein. Die Kapsel entspringt am Rand des Acetabulum sowie an der Zona orbicularis (Ringband) und zieht ventral zur Linea intertrochanterica des Oberschenkels sowie dorsal zur Crista intertrochanterica am Collum femoris. Dabei unterscheidet man histologisch eine straffe, aus Kollagenfasern aufgebaute äußere Schicht, die Membrana fibrosa, und eine lockere innere Schicht, die Membrana synovialis. In der Membrana fibrosa verlaufen schmerzaufnehmende Nervenfasern und Gefäße. Die Zellen in der ebenfalls gefäß- und nervenreichen Membrana synovialis produzieren die Gelenkflüssigkeit (Synovia). Die Synovia ernährt den Gelenkknorpel und bildet zugleich den Gleitfilm (Carneiro und Junqueira 1996). Die Bewegungen des Hüftgelenkes durchmischen die Gelenkflüssigkeit und verbessern dadurch die Aufnahme von Nährstoffen durch die Chondrozyten. Die Menge beträgt circa 2,7 ml (Moss et al. 1998) und ist für die Schmierung des Hüftgelenkes von entscheidender Bedeutung. Dadurch wird die Reibung der korrespondierenden Knorpelflächen bei der Roll-Gleit-Bewegung minimiert.

Zwischen der Kapsel und dem Musculus iliopsoas befindet sich der größte Schleimbeutel des Hüftgelenkes, die Bursa iliopectinea. Mehrere weitere kleinere Schleimbeutel, allgemein als Bursae trochanterica bezeichnet, liegen zwischen dem Trochanter major des Femur und den hier ansetzenden Muskeln (Schiebler 2005). Die Gelenkkapsel besitzt bekannte Schwachstellen im Bereich der Bursa iliopectinea und zudem zwischen dem Ligamentum pubofemorale und Ligamentum ischiofemorale.

In ihrer Funktion bildet die Gelenkkapsel einen hermetischen Abschluss des Hüftgelenkes. Eine Kapselentspannung erfolgt bei leichter Flexion des Femur mit geringer Abduktion und Außenrotation. Gelenkkapsel und Bänder können in dieser Position die Dislokation des Hüftgelenkes nicht verhindern (Bertolini 1995; Schiebler 2005).

3.1.3 Muskulatur

Die Hüftmuskeln bewegen und stabilisieren das Hüftgelenk. Dabei entspringen sie vom knöchernen Becken und setzen am proximalen Anteil des Femur (Oberschenkelknochen) an. Je nach Ausgangslage bewegen die Muskeln bei fixiertem Becken den Oberschenkel und bei fixiertem Oberschenkel das Becken. Damit nehmen sie eine zentrale Bedeutung für das Stehen und Gehen ein.

Die Einteilung der Hüftmuskeln erfolgt nach topographischen und funktionellen Gesichtspunkten. Dabei unterscheidet man die innere Hüftmuskulatur, die äußere Hüftmuskulatur und die tiefe Hüftmuskulatur. Ein weiterer Bestandteil der Hüftmuskulatur sind die Oberschenkeladduktoren (Schiebler 2005).

Die innere Hüftmuskulatur setzt sich aus dem Musculus iliopsoas, mit Musculus iliacus und Musculus psoas major, sowie dem inkonstant vorkommenden Musculus psoas minor zusammen.

Die äußere Hüftmuskulatur besteht aus Musculus gluteus maximus, medius und minimus sowie dem Musculus tensor fasciae latae.

Die Musculi gemelli inferior et superior, der Musculus obturator internus und externus sowie der Musculus piriformis und Musculus quadratus femoris bilden die tiefe Hüftmuskulatur.

3.2 Die Funktion des natürlichen Hüftgelenkes

3.2.1 Gelenktypen

Gelenke welche jeweils über eine konkave Gelenkpfanne, einen konvexen Gelenkkopf sowie über eine hermetisch abschließende Gelenkkapsel verfügen, können theoretisch in drei Gelenktypen subklassifiziert werden. Die einzelnen Gelenktypen unterscheiden sich durch die Menge an vorhandener Gelenkflüssigkeit sowie die Existenz eines Labrums.

Der Gelenktyp I besitzt kein Labrum und ist durch eine geringe Menge an Gelenkflüssigkeit im Gelenkspalt, der sogenannten Synovia, charakterisiert. Dieser Typ wird durch den atmosphärischen Druck stabilisiert. Der Gelenkkopf kann die Pfanne nur gegen dessen Widerstand verlassen.

Im Unterschied dazu ist der Gelenktyp II durch eine größere Menge an Gelenkflüssigkeit gekennzeichnet, welche durch Einstrom in die Pfanne eine widerstandslose Dislokation des Kopfes ermöglicht. Durch das fehlende Labrum kann der atmosphärische Druck erst stabilisierend wirken, wenn der Einstrom der Gelenkflüssigkeit in die Pfanne abgeschlossen ist. Dadurch ist die Gelenkstabilität massiv vermindert oder vollständig aufgehoben.

Der Gelenktyp III ist durch ein zusätzliches Labrum gekennzeichnet, welches zirkulär am Rand der Pfanne fixiert ist und den Einstrom von Flüssigkeit in den Gelenkspalt bzw. die Pfanne verhindert. Bei diesem Gelenktyp spielt die Menge der intrakapsulären Flüssigkeit keine Rolle. Nach Eintritt der Dichtwirkung des Labrums wird das Gelenk durch den atmosphärischen Druck stabilisiert.

3.2.2 Bewegungen

Grundsätzlich können 2 Bewegungsarten im Hüftgelenk unterschieden werden, physiologische und unphysiologische Bewegungen (Schiebler 2005).

In Ruhe existiert in einem normalen Hüftgelenk ein Gelenkspiel. Zusätzlich zu der Drehbewegung um verschiedene Achsen ermöglicht dieses Gelenkspiel eine Relativbewegung zwischen Kopfmittelpunkt und Pfannenmittelpunkt durch die Verlagerung der Gelenkflüssigkeit. Normalerweise ist die Menge der Gelenkflüssigkeit gering und die dadurch erreichte Relativbewegung gering, so dass diese keine Subluxation oder Luxation zur Folge hat.

Das Hüftgelenk besitzt als Kugelgelenk unendlich viele Bewegungsachsen, wobei drei Hauptachsen unterschieden werden, die Transversalachse, die Sagittalachse und die Vertikalachse. Alle drei Achsen schneiden sich im Mittelpunkt des Caput femoris. Durch die bereits oben erwähnten Ligamenta erfährt das Hüftgelenk eine ausgeprägte Bandhemmung. Die Flexion und Extension erfolgen um die Transversalachse, welche horizontal durch die Mittelpunkte beider Capiti femores verläuft. Nach der Neutral-Null-Stellung sind hier beim Gesunden Bewegungen in einem Umfang von Flexion/Extension 130-0-15 möglich.

Um die Sagittalachse resultiert die Abduktion und Adduktion im Hüftgelenk, wobei sich nach der Neutral-Null-Methode ein normaler Bewegungsumfang von Abduktion/Adduktion 40-0-30 ergibt. Die Vertikalachse verläuft senkrecht durch die Mittelpunkte von Caput femoris und Eminentia intercondylaris tibiae und ermöglicht die Außen- und Innenrotation. In der Neutral-Null-Stellung ist beim Gesunden ein Bewegungsausmaß von Außenrotation/Innenrotation 50-0-40 gegeben (Schiebler 2005).

Aus äußerer Gewalteinwirkung auf das Hüftgelenk, aus Frakturen und dauerhaften pathologischen Muskelkontraktionen bei spastischer Parese können Hüftluxationen resultieren. Außerdem treten diese bei Hüft dysplasie auf. Abhängig vom Dislokationsweg unterscheidet man die Subluxation von der Luxation.

Unter Subluxation versteht man eine geringe Dislokation des Kopfes, wobei der Dislokationsweg kleiner als der Kopfradius ist, so dass der Kopf teilweise in der Pfanne verbleibt (siehe Abb. 3). Bei der Luxation erfolgt eine komplette Verlagerung des Kopfes aus der Pfanne. Dabei ist die Dislokationsstrecke größer als der Radius des Hüftkopfes (Schiebler 2005).

3.2.3 Die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes

Als hüftstabilisierende Faktoren werden alle Kräfte bezeichnet, welche auf das Hüftgelenk zentrierend wirken. Dies bedeutet, dass deren Vektoren in das Acetabulum gerichtet sind. Unter diesen Voraussetzungen sind Muskulaturkontraktion, atmosphärischer Druck und in Abhängigkeit von der Körperposition auch die Schwerkraft der oberhalb des Hüftgelenkes gelegenen Körperabschnitte wirksam. Weitere stabilisierende Faktoren von geringerer Bedeutung sind die Adhäsion und die passive Spannung der Weichteile, z. B. der Muskulatur und der Haut.

Wenn man nun berücksichtigt, das die permanente Wirkung des atmosphärischen Druckes und die daraus resultierende zentrierende Kraft in Abhängigkeit von der wirksamen Fläche (z.B. 190 N bei einem Hüftgelenk von 50 mm Durchmesser) ohne Energieverbrauch zur Verfügung steht, stellt sich die Frage, ob eine permanente energiekonsumierende stabilisierende Wirkung durch die Muskulatur physiologisch sinnvoll und tatsächlich gegeben ist (Prietzel et al. 2007).

Dabei sehen wir im permanent wirkenden atmosphärischen Druck den wichtigsten Stabilitätsfaktor, welcher in bestimmten Situationen durch weitere zentrierende Kräfte, z.B. die Muskulatur oder die Schwerkraft, unterstützt wird. Diese Form der Stabilisierung würde einen wesentlich geringeren Energieverbrauch erfordern.

Bereits 1654 demonstrierte Otto von Guericke (1602-1686) anschaulich die Wirkung des atmosphärischen Druckes mit dem Magdeburger Halbkugelversuch. Er beschrieb diesen Versuch in seinem 1672 erschienenem Werk „Experimenta nova Magdeburgica de vacuo spatio“ (v. Guericke 1672). Obwohl dieser Versuch und dessen physikalische Grundlage im Verlauf der Geschichte vollständig geklärt wurden, wird er bis in die Gegenwart teilweise falsch interpretiert. Betrachtet man den Versuch im Idealmodell, so befand sich außerhalb der zur Kugel vereinten beiden Halbkugeln die Atmosphäre und innerhalb Nichts. Außerhalb der Kugel herrschte der atmosphärische Druck, innerhalb lag ein Vakuum, im Idealfall mit 0 kPa, vor. Auf die Außenseite prallten die Luftmoleküle auf und übertrugen kinetische Energie, auf der Innenseite gab es keine Moleküle und deshalb auch keine Energieübertragung. Daraus ergibt sich, dass die Magdeburger Halbkugeln von außen mit einer Kraft aufeinander gepresst wurden, welche durch die eingesetzten Pferde nicht überwunden werden konnte. Auf der kompletten Innenfläche der beiden Halbkugeln gab es keinerlei Wirkung. Diese Teilchen-basierte Erklärung macht deutlich, warum es physikalisch betrachtet keine Saugwirkung geben kann. Scheinbare Saugwirkungen sind tatsächlich immer durch den höheren Druck auf der entgegengesetzten Seite eines Systems, an den Magdeburger Halbkugeln und am Hüftgelenk jeweils außen, verursacht. Dieser Sachverhalt ist Voraussetzung für das Verständnis der permanenten hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes.

Der atmosphärische Druck beträgt auf Meeresniveau 101,325 kPa und unterliegt meteorologischen Schwankungen. Eine noch größere Bedeutung besitzt die Abnahme des atmosphärischen Druckes bei zunehmender Höhe über dem Meeresspiegel. Dabei wird der atmosphärische Druck durch die Masse der Luft und die Höhe der Atmosphäre verursacht. Er resultiert aus der Gewichtskraft der Luftsäule über einer betrachteten Fläche. Der atmosphärische Druck wirkt auf alle Körper und in allen Kompartimenten, die keine starren Grenzen aufweisen und die sich innerhalb oder unterhalb der Atmosphäre befinden. Im Wasser wirkt unmittelbar unter der Oberfläche atmosphärischer Druck. Mit zunehmender Tauchtiefe steigt der Umgebungsdruck durch Mitwirkung der Wassersäule an. Er setzt sich somit stets aus dem tauchtiefenabhängigen Wasserdruck und aus dem atmosphärischen Druck zusammen.

Im menschlichen Organismus, der keine starren Grenzflächen besitzt, herrscht somit stets der gleiche Druck wie in seiner Umgebung. Dieser entspricht innerhalb der Atmosphäre dem atmosphärischen Druck und stellt einen wichtigen physikalischen Parameter unserer Umgebung dar. Aus dem atmosphärischen Druck resultieren die treibenden Kräfte für die Entfaltung von Lunge und Darm sowie für die passive Stabilisierung der Gelenke (Braam-Houckgeest 1877; Prietzel et al. 2007, 2008).

3.2.3.1 Die Versuche der Gebrüder Weber

Bereits 1836 berichteten die Brüder Eduard und Wilhelm Weber in ihrer Schrift „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge“ über die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes (Weber und Weber 1836). In ihren berühmt gewordenen Versuchen fixierten sie ein halbiertes Becken mit Bein und Weichteilen so an einer Vorrichtung, dass das Bein daran frei hängen konnte.

In einem ersten Versuch durchtrennten sie sämtliche Muskulatur um das Hüftgelenk. Wenn die Muskulatur das Hüftgelenk stabilisieren sollte, so vermuteten sie, hätte nach deren Durchtrennung die Hüfte dislozieren müssen. Jedoch verblieb die Hüfte in ihrer Lage.

Der zweite Versuch bestand in der Durchtrennung der Kapselmembran unter Schonung des Labrum. Auch hier zeigte sich ebenfalls keine Dislokation des Kopfes aus der Pfanne. Es lag nahe, dass auch hier die Kapsel nicht direkt für die Stabilität im Hüftgelenk verantwortlich ist. Im dritten Versuch wurde das Hüftgelenk mit vollständig durchtrennter Muskulatur und Kapsel pfannenseitig retrograd angebohrt ohne das noch intakte Ligamentum capitis femoris oder andere Strukturen zu schädigen. In dem Moment, als eine Verbindung des vorher luftdicht abgeschlossenen Gelenkspaltes zur Umgebung hergestellt wurde, erfolgte die Dislokation des Kopfes um die Länge des Ligamentum capitis femoris. Dieses Phänomen wurde in mehreren Versuchen mit intakter Kapsel und retrograder Anbohrung der Pfanne

wiederholt und auch hier konnte bei Belüftung des Gelenkes eine Dislokation festgestellt werden (Weber und Weber 1836; Prietzel et al. 2008).

Der anschließende vierte Versuch bestand darin, den luxierten Hüftkopf wieder in die angebohrte Pfanne zu reponieren und das Bohrloch mit dem aufgelegten Finger zu verschließen. In der Folge hing das Bein wieder am Becken und erst bei Freigabe des Bohrloches kam es erneut zur Dislokation des Gelenkkopfes. Nach mehrfachen Versuchen kamen die Gebrüder Weber stets zu dem gleichen Ergebnis. Daraufhin schlussfolgerten sie: „Das schwebende Bein hängt so am Rumpf, bloß gehalten und getragen durch den Druck der atmosphärischen Luft, und kann nur herabfallen, wenn dieser Druck vermindert, oder der luftdichte Schluss zwischen Schenkelkopf und Beckenpfanne aufgehoben wird“ (Weber und Weber 1836; Drummer 2008).

Diese Experimente wurden 1836 auf der Versammlung deutscher Naturforscher und Ärzte diskutiert. Alexander von Humboldt berichtete dort über seinen Versuch im Jahre 1802 den ecuadorianischen Vulkan Chimborazo mit einer Höhe von 6267 m zu besteigen, wobei er mit 5000 m einen neuen Höhenrekord aufstellte. Neben Symptomen der Höhenkrankheit beschrieb Humboldt auch eine überdurchschnittliche Ermüdung der Beine und regte somit einen weiteren Versuch der Gebrüder Weber an. In diesem Experiment von 1837 konnten sie die Luxation eines gewichtsbelasteten Hüftpräparates bei starker Druckreduktion unter einer Vakuumglocke und dessen Reposition bei Drucknormalisierung demonstrieren (Weber und Weber 1837). Der Versuchsaufbau bestand dabei aus einem am Darmbein fixiertem Hüftpräparat mit einer Gewichtsbelastung am Femur. Trotz des angehängten Gewichts blieb der Gelenkkopf bei atmosphärischem Druck in zentrierter Position. Eine starke Reduktion des Umgebungsdruckes führte reproduzierbar zur Dislokation und das Wirken des atmosphärischen Druckes zur Reposition des Gelenkes, wobei das Gewicht angehoben wurde. Prietzel et al. gelang es, diesen Versuch mittels Sensortechnik und unter Röntgendokumentation erfolgreich nachzuvollziehen (Prietzel et al. 2008).

3.2.3.2 Die Kontroverse zur Bedeutung des atmosphärischen Druckes für die Hüftstabilität

Den Versuchen der Gebrüder Weber im Jahre 1837 folgte eine kontroverse Diskussion, welche bis heute andauert. Zahlreiche Autoren bestätigten deren Ergebnisse und übertrugen sie auf andere Gelenke (u.a. Schmid 1875; Aeby 1876; Braam-Houckgeest 1877; Fick 1910; Semlak und Ferguson 1970; Wingstrand et al. 1990), während andere die gelenkstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes inkorrekt interpretierten (Kumar und Balasubramaniam 1985; Habermeyer und Schuller 1990) oder strikt ablehnten (Buchner 1877; Gerken 1897; Christen 1911; Pauwels 1965; Frick et al. 1980). Dabei bietet besonders

der Versuchsaufbau einen Angriffspunkt für die Gegenargumentation. Dieser bestand in der Notwendigkeit eines Gewichtes um das Hüftpräparat bei Absenkung des Umgebungsdruckes zu luxieren. Die Gegner der hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes behaupteten, eine Stabilisierung sei nur bei Unterdruck im Gelenkspalt in Folge einer einwirkenden Zugkraft gegeben. Dieser Unterdruck und die daraus resultierende Druckdifferenz zum atmosphärischen Druck der Umgebung generiere die Stabilität (Buchner 1877; Gerken 1897; Christen 1911; Pauwels 1965; Frick et al. 1980). Eine abschließende Klarstellung wurde zwar mehrfach angestrebt (Braam-Houckgeest 1877; Fick 1910), scheiterte jedoch immer wieder an neuen widersprüchlichen Veröffentlichungen. Jedoch bestand schon immer ein Konsens, dass ein Unterdruck im Hüftgelenk nur ausnahmsweise vorhanden ist. Folgt man dieser Argumentation, so könnte der atmosphärische Druck das Hüftgelenk nur bei Einwirken einer Zugkraft stabilisieren. Dies würde in der Realität durch Muskelkontraktion verhindert, weshalb der atmosphärische Druck unter dieser Annahme als Stabilisator des Hüftgelenkes praktisch bedeutungslos wäre. Gegenwärtig führen die meisten Lehrbücher der Anatomie und Physiologie die Stabilität des Hüftgelenkes entweder auf dessen ligamentäre, knöcherne und muskuläre Führung zurück, verzichten auf eine Aussage zur Stabilität oder zitieren die Gebrüder Weber (Prietzel et al. 2008).

Alle Autoren, welche die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes bezweifeln oder ablehnen, fordern für dessen Wirksamkeit einen Unterdruck im Gelenkspalt. Unter dieser Annahme würde sich die Gelenkstabilität indirekt proportional zum intraartikulären Druck verhalten. Im Gegensatz dazu stellten Prietzel et al. 2007 klar, dass sich die Gelenkstabilität direkt proportional zum intraartikulären Druck verhält. Nach Auffassung dieser Autoren widerspiegelt der intraartikuläre Absolutdruck die aktuell wirkenden hüftzentrierenden Kräfte. Atmosphärischer Normaldruck im Gelenkspalt zeigt an, dass der atmosphärische Druck stabilisierend wirkt, während ein sogenannter Unterdruck Indikator für eine verminderte Stabilität ist. Neben dem intraartikulären Absolutdruck führten Prietzel et al. 2007 die Luxationskraft (Sonderfall Ruheluxationskraft) und die Luxationsarbeit (Sonderfall Ruheluxationsarbeit) als Parameter zur Quantifizierung der Hüftstabilität ein. Zum Beweis ihrer Hypothese führten die Autoren Versuche mit verschiedenen dimensionierten Gelenkmodellen durch, die sie einer anwachsenden Zugkraft als Luxationsmodell aussetzten. Die Messergebnisse übertrafen jeweils die rechnerisch ermittelten Ruheluxationskräfte der untersuchten 28-mm-, 32-mm- und 36-mm-Gelenke. Dies bestätigt einerseits die Wirksamkeit des atmosphärischen Druckes in vollem Umfang, andererseits zeigt es, dass durch die gewählte Versuchsanordnung zusätzliche Einflussfaktoren wie die zunehmende Anspannung der Kapsel nicht eliminiert werden konnten (Prietzel et al. 2007).

In weiteren Studien aus dem Jahr 2014 konnte gezeigt werden, dass die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes permanent gegeben ist (Prietzel et al. 2014). Dies wurde durch die Verwendung von Gelenkmodellen ermöglicht, die keine Feuchtigkeit nach außen abgaben. Dadurch konnte der Umgebungsdruck bis zum Vakuum und somit deutlich unter den Dampfdruck von Wasser abgesenkt werden. Durch dieses Vorgehen wurden Effekte sichtbar, die auf dem Dampfdruck der Gelenkflüssigkeit beruhen. Die Absenkung des Umgebungsdruckes führte reproduzierbar zur Spontanluxation und die Normalisierung des Umgebungsdruckes auf das Niveau des atmosphärischen Druckes zur andauernden Reposition der Gelenkmodelle. Damit ist die permanente hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes zweifelsfrei nachgewiesen. Diese ist unabhängig vom Einwirken einer Zugkraft und ohne Unterdruck im Gelenkspalt vorhanden, solange der atmosphärische Druck von außen auf das Gelenk wirkt (Prietzel 2013; Prietzel et al. 2014).

Die Kapsel des Hüftgelenkes ist sehr kräftig ausgebildet und umschließt das Hüftgelenk hermetisch. Ihre Existenz ist eine Grundvoraussetzung für die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes. Bei Anspannung bewirkt die Kapsel einen erheblichen Luxationswiderstand. Allerdings ist die Kapsel in mittlerer Gelenkposition zwangsläufig entspannt, denn nur so sind Bewegungsausschläge in alle Richtungen möglich. Somit ist ein Kapselwiderstand gegen weitere Bewegung wie Hebeln im Sinne einer Luxation erst in Extrempositionen des Gelenkes wirksam (Wingstrand et al. 1990). In der Realität wird die Wirkung der Kapsel durch den atmosphärischen Druck verstärkt, der diese bereits bei beginnender Dislokation in maximale Vorspannung bringt (Prietzel 2013).

Aus der Kontraktion der hüftüberspannenden Muskulatur resultieren teilweise und situationsabhängig erhebliche Kräfte, die den Druck im Gelenkspalt erhöhen und die im Rahmen einer Luxation überwunden werden müssen (Frick et al. 1980). Nach Pauwels (Pauwels 1965, 1973) und Bergmann et al. (Bergmann et al. 1993; 2001) wirken unter maßgeblicher Beteiligung der Muskulatur insgesamt erhebliche Hüftkontaktkräfte von bis zu 870% des Körpergewichtes beim Stolpern. In liegender oder sitzender Position, in der nicht selten Luxationen auftreten, wirken dagegen nur 10-15% des Körpergewichtes (Prietzel 2013; persönliche Mitteilung von Bergmann G., 27.09.2010).

Die hohen Hüftkontaktkräfte beim Gehen oder Stehen (Pauwels 1965; 1973; Bergmann et al. 1993, 2001) haben somit offenbar keinen Einfluss auf das Luxationsverhalten von Hüfttotalendoprothesen.

3.2.3.3 Luxationskraft und Luxationsarbeit als Parameter zur Quantifizierung der Hüftstabilität

In vorangegangenen experimentellen Studien konnte demonstriert werden, dass ein ruhendes Hüftgelenkmodell bei stark erniedrigtem Umgebungsdruck spontan luxiert und durch Einwirkung des atmosphärischen Druckes reponiert wird (Prietzel et al. 2014). Diese Beobachtung zeigt, dass der Umgebungsdruck das Hüftgelenk permanent stabilisiert. Daraus abgeleitet wurde zur Quantifizierung der Stabilität die Luxationskraft definiert, welche sich aus dem Produkt von intraartikulärem Absolutdruck, vermindert um den Dampfdruck der Gelenkflüssigkeit, und dessen effektiver Wirkfläche ergibt. Diese berücksichtigt alle zusätzlichen zentrierenden oder dezentrierenden Kräfte und entspricht der notwendigen Kraft, eine Luxation herbeizuführen. Einen gesonderten Fall stellt die Ruheluxationskraft dar, welche bei Abwesenheit zusätzlicher Kräfte den Kraftbetrag angibt, der zur Luxation ausschließlich gegen den Widerstand des atmosphärischen Druckes erforderlich ist. In diesem Fall entspricht der intraartikuläre Absolutdruck dem atmosphärischen Druck. Das Produkt von Ruheluxationskraft und notwendigem Dislokationsweg bis zur Luxation entspricht Arbeit im physikalischen Sinne und kann als Luxationsarbeit bezeichnet werden. Die Luxationskraft und Luxationsarbeit stellen wertvolle Parameter zur Quantifizierung der Gelenkstabilität dar.

3.3 Die Hüftendoprothetik

3.3.1 Historische Entwicklung

Bereits im Jahre 400 vor Christus erkannte man die Problematik der angeborenen Hüftdysplasie und Hüftluxation. Mit den Möglichkeiten der Heilung oder der Verbesserung der Lebensqualität bei starker Bewegungseinschränkung und Schmerzen beschäftigte sich erstmalig Hippokrates von Kos.

Der Chirurg R. Barton durchtrennte bereits 1797 ein versteiftes Hüftgelenk, um eine störende Fehlstellung zu beseitigen. Die Entfernung eines Gelenkes mit dem Ziel der Schmerzlinderung und der Verbesserung der Beweglichkeit wurde seit Mitte des 19. Jahrhunderts häufiger anstelle der Amputation angewendet (Helferich 1994).

Die dauerhafte Remobilisierung verknöcherter Gelenke gelang erstmals Helferich im Jahre 1871. Dabei interponierte er Muskeln zwischen die durchtrennten Knochenfragmente. Helferich legte damit die Grundlage der Arthroplastik, die durch die Operationsverfahren von Payr bis nach dem 2. Weltkrieg bestimmt wurde (Payr 1995).

Die ersten dokumentierten Versuche eines Gelenkersatzes unternahm Themistocles Gluck (1853-1942) am Kniegelenk. Bereits 1891 berichtete er über erste Ergebnisse des Ersatzes von fünf tuberkulös destruierten Gelenken durch Kunstgelenke aus Elfenbein unter Verwendung von Kolophonium und Gips (Wessinghage 1991). Die Verläufe gestalteten sich jedoch frustan, da die Stabilität der Schaftprothese bei mangelnder Fixierung sowie auftretenden Infektionen unzureichend war.

Ab 1923 unternahm Smith-Petersen Versuche mit Plexiglasschalen als Interponat, die ab 1939 durch ein metallisches Interponat, die Vitallium-Kappe, abgelöst wurden (Wessinghage 2000). Dieses Interponat wurde zwischen der Pfanne und dem Kopf unfixiert eingelegt.

Im Gegensatz zu einem eingelegten Interponat verwendeten Adams und Lange ab 1950 aufsitzende Kappen. Diese Art der Cup-Arthroplastik wurde dann von Wagner und Freeman über mehrere Zwischenschritte verbessert, ohne eine eigene neue Prothese zu entwickeln. Wagner und Freemans Gedanke bestand darin, die artikulierenden Gelenkflächen der Pfanne oder des Kopfes durch fest implantierte Endoprothesen zu ersetzen. Diese Weiterentwicklung bildete den Grundstein für die Entwicklung der heute eingesetzten Hüftendoprothesen (Huggler 1968).

Weitere Entwicklungen waren die erste schraubenfixierte Totalendoprothese von Wiles sowie 1940 die Totalendoprothese mit Metall/Metall Gleitpaarung (MoM) von McKee (Wessinghage 2000). Austin Moore stellte 1942 eine zementfreie Hüftkopfprothese mit einem langen metallischen Schaft vor. Die Gebrüder Judet ersetzten ebenfalls nur den Kopf, der jedoch aus Plexiglas gefertigt und über einen kürzeren zementierten Stiel verankert wurde (Wessinghage 2000).

3.3.2 Gegenwärtiger Entwicklungsstand

Die Einführung des noch heute gebräuchlichen Knochenzementes Polymethylmethacrylat (PMMA) in die Hüftendoprothetik ist auf Haboush zurückzuführen. Die Zementverankerung wurde von Charnley aufgegriffen, der mit seiner „low friction arthroplasty of the hip“ der Hüfttotalendoprothetik zum Durchbruch verhalf (Charnley 1961). Im Verlauf verbesserte sich die Erfolgsquote der Endoprothetik durch die Einführung des Zements entscheidend, da dieser die Last über große Knochenflächen verteilt und sich primär stabil verankert (McKee 1970; Morschner 1987). Ein weiterer Verdienst Charnley's ist die Einführung des ultrahochmolekularen Polyethylens (UHMWPE) als pfannenseitiger Gelenkpartner für den 22,225 mm Metallkopf, der untrennbar mit dem Endoprothesenstiel verbunden war. Anfangs versuchte Charnley Teflon als Pfannenmaterial und Köpfe von 40 mm Durchmesser zu etablieren. Der zu hohe Abrieb zwang ihn jedoch schließlich zum Wechsel auf das abriebresistentere Polyethylen. Um trotz der daraus resultierenden potentiellen Gefahr der Kopfpenetration

sowie drohenden Perforation der Pfanne eine möglichst lange Standzeit der Endoprothese zu erreichen, entschied sich Charnley für eine dickwandige Pfanne und einen kleinen Kopf (Charnley et al. 1969). Diese Unterdimensionierung ließ neben geringerem Abrieb auch reduzierte Scherkräfte im Verankerungsbereich der Pfanne und somit eine verminderte Gefahr der Pfannenlockerung erwarten (low-friction). Gleichzeitig empfahl Charnley, auf die Resektion der Gelenkkapsel zu verzichten (Charnley 1979), um das gesteigerte Luxationsrisiko infolge des sehr kleinen Kopfes zu kompensieren. Trotz der nachweisbaren Erfolge der Charnley-Endoprothese setzte sich der 22,225-mm-Kopf nicht durch. Stattdessen wurden vorwiegend 28-mm- und später auch 32-mm-Köpfe implantiert.

In der weiteren Entwicklung wurden modulare Köpfe eingeführt, die intraoperativ nach dem Prinzip der konischen Klemmung mit dem Endoprothesenhals verbunden wurden. Dieses Vorgehen ermöglichte es, Halslänge, Material und Durchmesser des Kopfes zu variieren. Außerdem kann der Kopf im Rahmen von HTEP-Revisionen leichter gewechselt werden. Die konische Klemmung ermöglichte die Verwendung von Keramikköpfen, wodurch der PE-Abrieb deutlich reduziert werden konnte (CoPE). Nach den Anfangserfolgen wurden immer mehr Patienten mit Hüftendoprothesen versorgt. Nach mehrjähriger Standzeit zeigten sich bei einigen Patienten lokalisierte Osteolysen in den Verankerungsbereichen, die als „Zementkrankheit“ interpretiert wurden. Das führte zur forcierten Entwicklung zementfrei verankerter Endoprothesen. Nachdem Jahre später ähnliche Osteolysen auch bei diesen zementfreien Hüftendoprothesen zu beobachten waren, wurde der ursächliche Zusammenhang mit dem PE-Abrieb nachgewiesen (Willert et al. 1990; Cooper et al. 1992; Nizegorodcew et al. 1997; Ingham & Fisher 2000). Gegenwärtig werden hochvernetzte und Vitamin-E-versetzte Polyethylene empfohlen. Auch klinisch erprobte Gleitpaarungen aus UHMWPE-Pfannen und Keramikköpfen erzielten hervorragende Ergebnisse, ohne dass Kopfpenetrationen oder PE-Abrieb-assoziierte Osteolysen auftreten. Bezüglich der Hart-Hart-Paarungen ist Metal-on-Metal (MoM) auf Grund von Metallose und erhöhten Ionenkonzentrationen mit starken Einschränkungen verbunden und nur noch bei kleineren Köpfen vertretbar (Günther et al. 2013). Keramik-Keramik-Gleitpaarungen (CoC) werden aufgrund des geringen Abriebes weiterhin propagiert (Morlock et al. 2011), gegenwärtig aber in Deutschland nur bei 16% der Implantationen eingesetzt, während in 60% der Fälle Keramik-PE-Paarungen (CoPE) zur Anwendung gelangen (M. Morlock, Vortrag 09/2012 in Berlin). Ursächlich für diese Zurückhaltung der Operateure bezüglich Keramik-Keramik-Gleitpaarungen sind die fehlenden Notlaufeigenschaften bei mangelnder Schmierung, Quietschphänomene und Brüche (Dacheux et al. 2013; Imbuldeniya et al. 2013).

Der vermehrte Einsatz von Keramikköpfen hat jedoch dazu geführt, dass der bevorzugte Kopfdurchmesser von 28 mm auf zunächst 32 mm zugenommen hat. Gegenwärtig ist eine

starke Tendenz zum Einsatz von 36 mm Köpfen zu verzeichnen, wenn der Außendurchmesser der Pfanne und die notwendige Inlaystärke dies gestatten.

In den zurückliegenden Jahren war eine Renaissance der Kappenendoprothesen zu verzeichnen. Dabei schien das femoral knochensparende Vorgehen ein Vorteil für etwaige spätere Revisionsoperationen zu sein. Außerdem resultierten aus dem wesentlich größeren Kopfdurchmesser geringere Luxationsraten. Neue Probleme und Komplikationsmöglichkeiten wie beispielsweise Schenkelhalsfrakturen, Knochenverlust im Bereich überfräster Pfannen, entzündliche Veränderungen, Metallose sowie erhöhte Metallionenkonzentrationen im Serum haben dazu geführt, dass Kappenendoprothesen gegenwärtig kaum noch eingesetzt werden (Günther et al. 2013).

Ein weiterer aktueller Trend geht momentan in Richtung Kurzstielendoprothesen. Diesbezüglich gibt es unterschiedliche Konzepte (Jerosch 2011; Jerosch et al. 2012). Einige davon unterstützen minimalinvasive Operationstechniken, die sich durch den Verzicht auf Muskelablösung vom Femur definieren. Hier bleibt die weitere Entwicklung abzuwarten.

Weitgehende Einigkeit besteht darin, dass elektive Hüftendoprothetik in allen Aspekten sorgfältig vorbereitet werden sollte. In diesem Kontext ist eine präoperative Implantationsplanung unverzichtbar. Standard ist die Planung auf der Basis korrekt eingestellter Röntgenaufnahmen. Da Röntgenfilme weitgehend verlassen sind, gibt es zur computergestützten digitalen Implantationsplanung kaum eine Alternative (Bono 2004; The et al. 2007; Whiddon et al. 2011). Die CT-basierte Planung und Navigation ist Gegenstand von Forschung und Entwicklung, hat sich jedoch bislang noch nicht durchgesetzt (Sugano 2013). Der Einsatz von Operationsrobotern zur Fräsung des femoralen Implantatlagers hat sich auf Grund der hohen Invasivität und des nicht belegbaren Vorteils als Fehlentwicklung erwiesen (Schrader 2005; Schulz et al. 2007).

Bezüglich der Implantatverankerung gibt es international unterschiedliche Erfahrungen. Während in Skandinavien weiterhin zementierte Endoprothesensysteme mit großem Erfolg eingesetzt werden, dominieren in anderen modernen Industriestaaten, darunter auch Deutschland, die zementfrei implantierbaren Hüftendoprothesensysteme (Troelsen et al. 2013). Auch Hybridversorgungen werden häufig empfohlen, wobei die Kombination von zementfreier modularer Pfanne und zementiertem Stiel mit aufgesetztem Keramikkopf vorteilhaft ist (Morscher und Wirz 2002).

Das Grundprinzip, Gelenkkopf und Pfanne nicht konstruktiv zu koppeln, geht auf Charnley zurück. Er forderte diese ungekoppelte (unconstrained) Konstruktion als „safety valve“, um die Implantatverankerung vor Lastspitzen und drohender Lockerung zu schützen (Charnley 1979). Dennoch wurden Versuche unternommen, gekoppelte Hüftendoprothesen zu etablieren. Wie das Beispiel der Siwasch-Endoprothese zeigte, wurden damit unbefriedigende Ergebnisse erreicht (Hellinger und Kyselka 1972; Franz und Hellinger 1978). Der Einsatz

von Schnappinlays zur Beherrschung rezidivierender HTEP-Luxationen geht ebenfalls mit einer großen Anzahl von Rezidivluxationen und Komplikationen einher (Berend et al. 2005; Sikes et al. 2008). Bei HTEP-Implantationen oder Revisionen mit hoher Luxationsgefahr werden deshalb größere Köpfe, sogenannte „Jumbo Heads“, oder tripolare Gelenke empfohlen (Grigoris et al. 1994; Beaule et al. 2002; Beaule et al. 2003). Eine weitere Option ist die Entfernung der Pfanne und der Einsatz eines großen Duokopfes als ultima ratio (Parvizi und Morrey 2000; Soong et al. 2004).

Zur Optimierung der Beinlängen- und Offsetrekonstruktion wurden wiederholt Endoprothesensysteme mit modularen Halskomponenten vorgeschlagen und eingesetzt. Auf Grund zusätzlicher Risiken in Form von Dislokationen und Materialbrüchen haben sich diese in der Primärendoprothetik bislang nicht durchgesetzt (Kohler et al. 2011). Im Gegensatz dazu werfen modulare Köpfe und Inlays keine wesentlichen Probleme auf. Sie sind unverzichtbarer Bestandteil moderner Endoprothesensysteme und erleichtern Revisionsoperationen.

3.3.3 Die HTEP-Luxation als gefürchtete Komplikation

Die Luxation einer Hüfttotalendoprothese ist ein traumatisierendes Ereignis und stellt nach der aseptischen Lockerung die zweithäufigste Komplikation in der Hüftendoprothetik dar. Es ist ebenso die zweithäufigste Ursache für Revisionsoperationen (Kohn et al. 1997; Malchau et al. 2002). Luxationen des natürlichen Hüftgelenkes treten mit einer Inzidenzrate von 5,2 / 100000 PJ ausgesprochen selten auf (Yang et al. 2011). Für die geringe Luxationsneigung des normalen Hüftgelenkes werden der anatomische Gelenktyp, die permanente hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes, die Kapselbänder, Adhäsionseffekte, die Muskelkontraktion und Schwerkraftwirkungen verantwortlich gemacht, wobei die beiden letztgenannten Faktoren nicht kontinuierlich wirken (Prietz 2013).

Bezüglich des Auftretens im zeitlichen Verlauf sind Früh- (bis 12 Monate) und Spätluxationen (nach 12 Monaten) zu unterscheiden, wobei letztere auf andere Ursachen wie beispielsweise Inlayverschleiss zurückzuführen sind.

Der Ablauf einer Luxation lässt sich durch vier Gelenkpositionen beschreiben:

Im Normalzustand befinden sich die Gelenkkörper in einer zentrierten Position. Dabei stimmt der Mittelpunkt des Gelenkkopfes annähernd mit dem der Pfannenmulde überein (siehe Abb. 3 a).

Unter Subluxation versteht man eine Dezentrierung des Gelenkkopfes über das physiologische Gelenkspiel hinaus, wobei sich der Kopf noch zum Teil innerhalb der Pfannenmulde befindet (siehe Abb. 3 b).

Eine Luxation liegt vor, wenn sich der Gelenkkopf vollständig außerhalb der Pfannenmulde befindet. Das setzt bei Annahme eines idealisierten Kugelgelenkes eine Dislokation um mindestens den Kopfradius voraus (siehe Abb. 3 c).

Die weite Luxation beschreibt eine Distanzierung von Kopf und Pfanne um mehr als den Kopfradius (siehe Abb. 3 d).

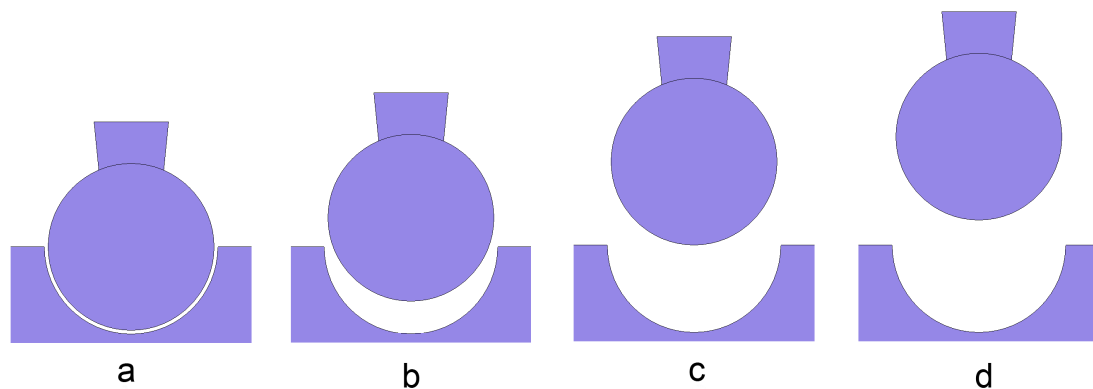


Abbildung 3: Gelenkpositionen: a - zentrierte Gelenkposition; b - Subluxation; c – Luxation; d - weite Luxation

3.3.4 Risikofaktoren für HTEP-Luxationen

Die Risikofaktoren für das Auftreten einer HTEP-Luxation können entweder einer bestimmten Zeitachse (präoperativ, perioperativ, postoperativ) oder einem kausalen Zusammenhang zugeordnet werden. Im Bereich des kausalen Zusammenhanges kann eine weitere Einteilung in Patienten-, Operateur- oder Implantat-bezogene Ursachen erfolgen. Die Kenntnis sowie die Vermeidung spezifischer Risikofaktoren sind Voraussetzung für präventive und therapeutische Ansätze (Dargel et al. 2014).

Eine patientenbezogene erhöhte Inzidenz von Luxationen konnte bei Patienten mit neuromuskulären Erkrankungen wie Zerebralparese, Muskeldystrophie, Demenz sowie auch bei Morbus Parkinson Patienten beobachtet werden. Es ist zu vermuten, dass aufgrund erhöhter Sturzgefahr sowie vermehrter Non-Compliance mit Vermeidung von luxationsbegünstigenden Hüftgelenksbewegungen die Patientengruppe > 80 Jahre eine erhöhte Inzidenzrate aufweist. Eine besondere Rolle hinsichtlich des erhöhten Luxationsrisikos nehmen individuelle anatomische Formvarianten des Hüftgelenkes ein. Diese treten z.B. vermehrt im Rahmen einer kongenitalen Hüft dysplasie, metabolische Knochenkrankungen, rasch progrediente und entzündliche Arthropathien sowie bei Hüftkopfnekrose auf (Zwartelé

et al. 2004). Zu weiteren patientenbezogenen Risikofaktoren zählen vorausgegangene Frakturen oder operative Eingriffe am Hüftgelenk.

Zu den Operateur-abhängigen Risikofaktoren für eine Hüftendoprothesenluxation zählen nach Dargel et al. die Art des operativen Zugangsweges, die Positionierung sowie die Ausrichtung der acetabulären und femoralen Komponente, die Weichteilspannung und die persönliche operative Erfahrung. Eine Vielzahl von Studien konnten in der Vergangenheit belegen, dass der klassische posteriore Zugang zum Hüftgelenk mit Ablösung der Außenrotatoren und Resektion der dorsalen Gelenkkapsel, verglichen mit einem lateralen, anterolateralen oder anterioren Zugang ein deutlich höheres Luxationsrisiko aufweist (Masonis et al. 2002). Die Ausrichtung der Implantate bei der endoprothetischen Versorgung des Hüftgelenkes hat für die Stabilität des Kunstgelenkes besondere Bedeutung. Die Pfannenpositionierung richtet sich zwar nach individuellen anatomischen Maßgaben, jedoch gilt die von Lewinnek publizierte luxationsstabile Pfannenposition mit einer Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$ und einer Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$ als sogenannte „safe zone“ (Dargel et al. 2014; Lewinnek et al. 1978). Eine Komponentenposition, die eine Endoprothesenluxation begünstigt, ist ein potenziell vermeidbarer operationsabhängiger Faktor. Jedoch wird dieser durch intraoperative Lagerung, patientenspezifische anatomische Gegebenheiten, periartikuläre Kontrakturen, Fehlstellungen des lumbosakralen Übergangs, Adipositas sowie wesentlich durch die Erfahrung des Operateurs beeinflusst. Multiple Studien zeigten, dass mit steigendem Operationsvolumen des Chirurgen das Risiko einer Endoprothesenluxation deutlich sinkt (Hedlundh et al. 1996).

Zu den implantatabhängigen Risikofaktoren zählen der Kopfdurchmesser und das Implantatdesign. Die Verwendung größerer Gelenkköpfe führt zu einer erheblichen Reduktion der Luxationsrate (Bistolfi et al. 2011; Howie et al. 2012), während kleine Gelenkköpfe das Luxationsrisiko erhöhen. Aus dem Implantatdesign können konstruktiv bedingte ROM-Einschränkungen und daraus abgeleitet ein Impingement resultieren. Dies ist beispielsweise bei Verwendung überhemisphärischer bzw. asymmetrischer Pfannen- und Inlaykomponenten sowie verlängerter Endoprothesenköpfe („skirted heads“) der Fall.

Eine besondere Rolle wird dabei dem Verhältnis von Kopf- zu Halsdurchmesser („Head-Neck-Ratio“) zuerkannt. So gestatten größere Hüftköpfe im Vergleich zu kleineren ein größeres impingementfreies Bewegungsausmaß (Crowninshield et al. 2004). Des Weiteren muss der größere Hüftkopf um eine weitere Distanz aus dem Pfannenzentrum dislozieren („jumping distance“) bevor er über den Pfannenrand luxieren kann. Der größere Kopfdurchmesser bietet somit eine höhere Luxationssicherheit (Stroh et al. 2013; Howie et al. 2012). Die Nachteile des größeren Hüftkopfes sind jedoch ein höherer volumetrischer Abrieb, eine vermehrte Belastung der Kopf-Hals-Steckverbindung und der Pfannenverankerung mit der Gefahr der Lockerung.

Generell lässt sich aus physikalischer Sicht konstatieren, dass die Existenz einer gelenkdezentrierenden Kraft die Voraussetzung für eine Luxation darstellt. Diese muss einen größeren Betrag als die Summe aller aktuell wirksamen zentrierenden Kräfte aufweisen. Zusätzlich muss diese dezentrierende Zug- oder Hebelkraft die anatomischen Widerstände überwinden, die sich während der Dislokation aus der Dehnung der periartikulären Strukturen ergeben. Entsprechend dem dritten Newtonschen Axiom, "actio est reactio", muss die dezentrierende Kraft auf beide Gelenkpartner in entgegengesetzter Richtung wirksam sein. Dies ist praktisch durch Hebeln ("actio") über den Pfannenrand leichter als durch Zug zu realisieren, da die Gegenkraft ("reactio") am Impingementpunkt unter günstigen Hebelverhältnisse generiert wird (Prietzel 2013).

Eine eingeschränkte Range of Motion, zum Beispiel durch Verwendung von XL-Köpfen mit verlängertem Hals ("skirted heads"), asymmetrischen Inlays oder Schnappinlays begünstigt das Auftreten von Impingement und HTEP-Luxationen. Eine Absenkung des Luxationsrisikos durch eine übernatürliche Range of Motion ist dagegen nicht zu erwarten, da diese durch Knochen-Knochen-Impingement nicht wirksam wird (Burroughs et al. 2005).

3.3.5 Gegenwärtige Auffassung zur Bedeutung von Kopfdurchmesser und Range of Motion (ROM)

Die geringere Luxationsneigung von Hüfttotalendoprothesen mit größerem Kopfdurchmesser gilt als gesichert. Dies wurde in umfangreichen Studien für 22-, 28- und 32-mm-Köpfe nachgewiesen (Berry et al. 2005) und in aktuellen Publikationen für 36-mm-Köpfe bestätigt (Bistolfi et al. 2011; Howie et al. 2012). Im Rahmen von Revisionseingriffen wird schon seit geraumer Zeit die Verwendung großer Köpfe zur Beherrschung instabiler Situationen empfohlen (Beaule et al. 2002; Peters et al. 2007), da dies mit vergleichbar geringeren Rezidivluxations- und Komplikationsraten einhergeht (Berend et al. 2005; van Sikes et al. 2008), während der erwartungsgemäß höhere Abrieb bei den betroffenen Patienten oft ohne Folgen bleibt. Gleiche Wirkungen werden mit den in letzter Zeit verstärkt eingesetzten tripolaren Gelenken erzielt, die ebenfalls einen großen Durchmesser aufweisen (Beaule et al. 2003; Levine et al. 2008; Werner und Brown 2012). Den luxationsmindernden Effekt größerer Köpfe führte man bisher vorwiegend auf eine erweiterte Range of Motion (ROM) zurück, die bei Verwendung größerer Kopfdurchmesser auf einer identischen Konus-Hals-Komponente erreicht wird (Chandler et al. 1982; Crowninshield et al. 2004; Burroughs et al. 2005). Dabei werden häufig nur Angaben zur abstrakten technischen Range of Motion gemacht. Außerdem wird diese oft nur bis zum Impingement und nicht bis zur Luxation angegeben. Teilweise wurden zur Realisierung größerer Köpfe konstruktive Kompromisse zu Lasten der Pfannentiefe eingegangen. Dieses Vorgehen erhöht die technische ROM,

während die Gelenkstabilität im Vergleich zu normalen hemisphärischen Pfannen nur eine eingeschränkte Zunahme zeigt (Prietzel 2013). Von einigen Autoren wird die verminderte Luxationsneigung größerer Köpfe auf die geringfügig verlängerte Wegstrecke („Jump Distance“, „Distance to Travel“) zurückgeführt, die der Gelenkkopf zurücklegen muss, um die etwas tiefere halbkugelförmige Pfannenmulde vollständig zu verlassen (Smith et al. 2005; Kung und Ries 2007; Peters et al. 2007). Die „Jump Distance“ geht als Faktor in die Berechnung der Luxationsarbeit ein und spielt somit eine Rolle für die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes (Prietzel 2013).

3.3.6 ROM und technische ROM

Unter Range of Motion (ROM) versteht man den maximal möglichen Bewegungsausschlag des Gelenkes bei anatomiegerechter Anordnung der Komponenten. In der Regel wird die ROM bis zum Anschlagen des Endoprothesenhalses an der Pfannenkomponente, somit bis zum Impingement, angegeben. Messtechnisch schwieriger fassbar aber eigentlich relevant ist die ROM bis zur Luxation. Die technische ROM beschreibt den maximalen Bewegungsausschlag, den der Endoprothesenhals in der Pfannenkomponente bis zum Impingement vollführen kann. Auch bezüglich der technischen ROM wäre eine Angabe bis zur Luxation relevant, was jedoch bisher nicht üblich ist.

Die reduzierte Luxationsrate von Hüfttotalendoprothesen mit größeren Köpfen wird in der Literatur bisher fast ausschließlich auf deren verbesserte Beweglichkeit (Range of Motion, ROM) und in zweiter Linie auf die erweiterte „Jump Distance“ zurückgeführt. Frühere Untersuchungen zeigten jedoch einen signifikanten Anstieg der hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes proportional zur zweiten (Luxationskraft) bzw. dritten Potenz (Luxationsarbeit) des Kopfdurchmessers (Prietzel et al. 2007). Die Bedeutung von ROM und hüftstabilisierender Wirkung des atmosphärischen Druckes für die Luxationsstabilität von Hüfttotalendoprothesen soll im Rahmen der vorliegenden Arbeit analysiert und auf der Basis der erhobenen Daten diskutiert werden. Im Fokus stehen dabei die Fragen, welcher Parameter für die verminderte Luxationsrate größerer Köpfe entscheidend ist und welche Empfehlungen bezüglich des Kopfdurchmessers abzuleiten sind.

3.4 Physikalische Betrachtung des Hebelvorganges

3.4.1 Hebelgesetz und Drehmoment

Die einfachste Form des Hebelgesetzes lautet: Kraft mal Kraftarm = Last mal Lastarm. Die zentrale physikalische Größe zur Beschreibung eines Hebels ist das Drehmoment M in Bezug auf den Angelpunkt um den sich der Hebel drehen kann.

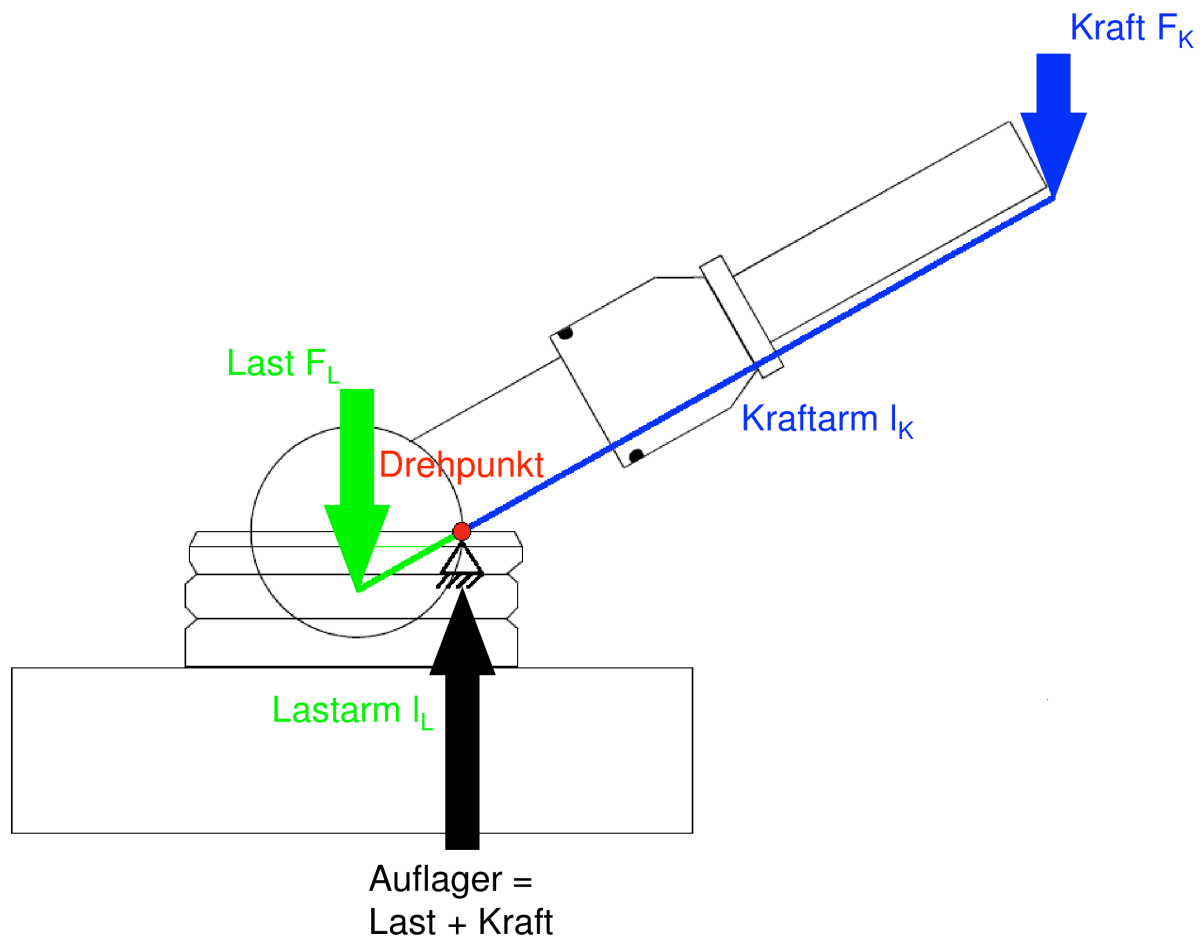


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Hebelwirkung auf ein Hüftgelenkmodell bei Eintritt des Impingements

3.4.2 Hebelwirkung auf eine HTEP

Das natürliche Hüftgelenk stellt ein Nussgelenk dar (Bertolini 1995). Darauf basierend sind Hüfttotalendoprothesen mit wenigen Ausnahmen durch die Artikulation eines annähernden Kugelkopfes in einer Halbkugelpfanne charakterisiert, deren Rand häufig um etwa 1 bis maximal 2 mm über den Äquator erhöht ist. Bedingt durch die daraus resultierende Gelenkführung kann eine Luxation nur dann eintreten, wenn der Endoprothesenkopf um mehr als dessen Radius aus der Pfanne gezogen oder über den Pfannenrand ausgehebelt wird. Letzteres ist auf Grund der Gegenkraftwirkung am Impingementpunkt der häufigste Mechanismus, der auch zur Luxation des Hüftgelenkes im Rahmen einer HTEP-Implantation ausgenutzt wird (Prietz et al. 2014). Der Vorgang der Luxation einer Hüfttotalendoprothese lässt sich idealisiert mit 7 Positionen bzw. Phasen beschreiben (siehe Abb. 5 a-g am Beispiel des 28-mm-Gelenkmodells):

Position 1
28er Kopf und Pfanne

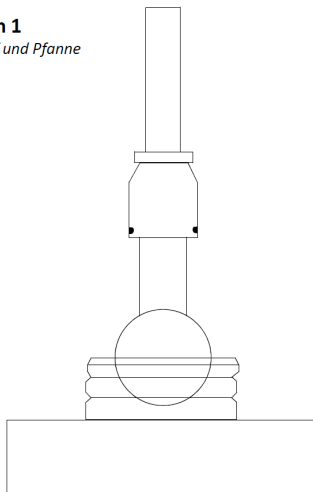


Abb. 5 a: Nullstellung des Gelenkes in zentrierter Kopfposition

Position 2
28er Kopf und Pfanne

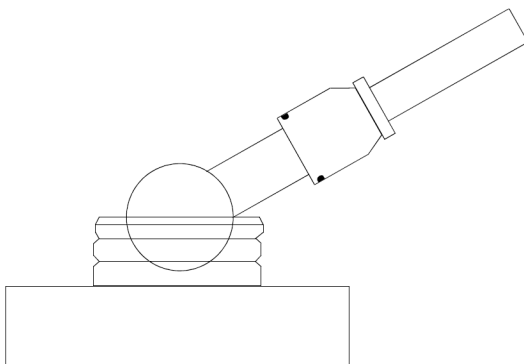


Abb. 5 b: Bewegung des Gelenkes bis zum Eintritt des Impingements, Kontaktpunkt am inneren Pfannenrand, zentrierte Kopfposition

Position 3
28er Kopf und Pfanne

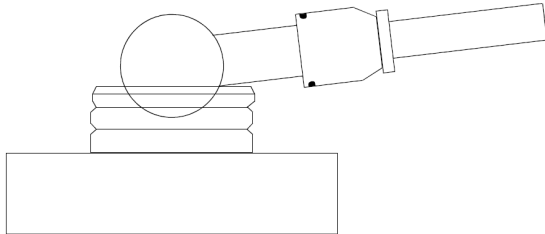


Abb. 5 c: Aushebeln des Gelenkkopfes
über den inneren Pfannenrand, der
Gelenkkopf befindet sich teilweise noch in
der Pfanne – Subluxation

Position 4
28er Kopf und Pfanne

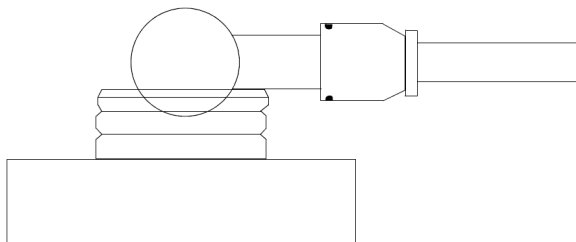


Abb. 5 d: Aushebeln des Gelenkkopfes, der
Endoprothesenhals liegt dem Pfannenrand
plan auf, der Gelenkkopf befindet sich
teilweise noch in der Pfanne – Subluxation

Position 5
28er Kopf und Pfanne

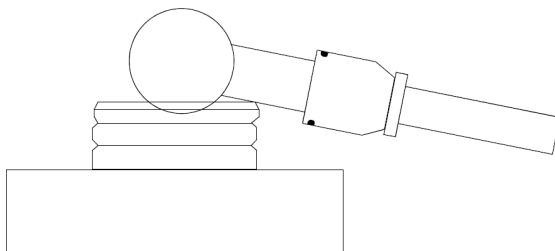


Abb. 5 e: Aushebeln des Gelenkkopfes –
jetzt über den äußeren Pfannenrand, der
Gelenkkopf befindet sich teilweise noch in
der Pfanne – Subluxation

Position 6
28er Kopf und Pfanne

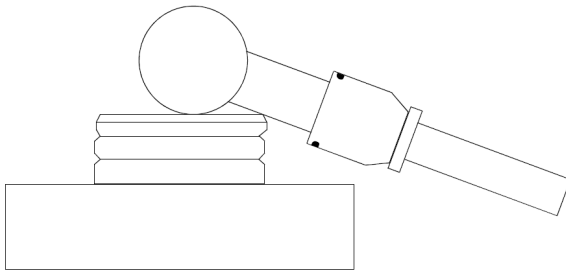


Abb. 5 f: Aushebeln des Gelenkkopfes über den äußeren Pfannenrand, der Gelenkkopf hat die Gelenkmulde vollständig verlassen – Luxation

Position 7
28er Kopf und Pfanne

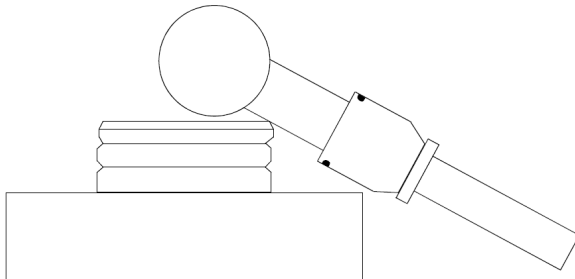


Abb. 5 g: Aushebeln des Gelenkkopfes über den äußeren Pfannenrand, der Gelenkkopf steht distanziert – weite Luxation

Abbildung 5: Ablauf des Hebelvorgangs in 7 Phasen

4 Material und Methodik

4.1 Aufbau der Gelenkmodelle

Die für die Untersuchung verwendeten unterschiedlich großen Gelenkmodelle setzen sich aus HTEP-Komponenten zusammen. Dabei wurden sechs verschiedene Keramikköpfe (Biolog delta, CeramTec AG, Plochingen, Deutschland) mit 22, 28, 32, 36, 40 und 44 mm Durchmesser mit speziell angefertigten Konusadaptern verbunden. Als Pfanne dienten Polyethylen-Pfannenprüfkörper (Orthodynamics GmbH, Lübeck, Deutschland), welche bezüglich ihrer Gelenkflächen mit realen HTEP-Komponenten übereinstimmten. Die Pfannen verfügten zur besseren Montage sowie Stabilisierung zusätzlich über eine Basisplatte aus Polyethylen. In ein zentrales Bohrloch im Bereich des Pfannengrundes wurde eine gekürzte Portnadel eingefügt (SNF-Port Nadel, PakuMed Medical Products GmbH, Essen, Deutschland, Durchmesser 0,8 mm). Der Schlauch der Portnadel wurde dann mit einem 3-Wege-Hahn (Discofix, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) konnektiert. Nachdem die Komponenten zusammengesetzt wurden, erfolgte die Montage einer Gummimembran (Riethmüller Metallic-Ballons, Kirchheim/Teck, Deutschland) über das Gelenkmodell. Diese umschloss die Gelenkmodelle hermetisch und diente so zur Simulation der Gelenkkapsel. Die Weite der Gummimembran wurde im Überschuss bemessen und der Größe des jeweiligen Gelenkmodells individuell angepasst. Sie sollte dem Gelenk faltig aufliegen, um eine zentrierende Wirkung des elastischen Gummis auszuschließen. Die Grundannahme war, dass nicht die Kapsel den Gelenkkopf in der Pfanne hält, sondern der atmosphärische Druck dessen Wirkung durch die hermetisch abschließende Gelenkkapsel ermöglicht wird.



Abbildung 6: verwendetes Gelenkmodell, bestehend aus einem Keramikkopf, montiert auf einem Konusadapter, (links) und einem Pfannenprüfkörper (rechts)

4.2 Aufbau des Hebelversuches

Jedes vollständige Gelenkmodell wurde auf einer Präzisionswaage (Classic Plus PB 8001-S/FACT, Mettler-Toldeo GmbH, Giessen, Deutschland) gewogen, bevor es mit isotonischer Kochsalzlösung (NaCl-Lösung 0,9%) befüllt wurde. Um verbliebene Luft in dem hermetisch abgeschlossenen Gelenkmodell zu entfernen, erfolgte nun das mehrmalige Injizieren und Aspirieren der isotonischen Kochsalzlösung mittels einer kleinvolumigen Spritze (Braun Injekt Spritze 2 und 5 ml, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland). Dabei wurde die Pfanne mit der zentralen Bohrung nach oben gehalten, damit die verbliebenen Luftblasen vollständig entfernt werden konnten. Danach erfolgte die Gelenkmodell-abhängige Injektion von 1 ml physiologischer Kochsalzlösung in die 22-, 28-, 32- und 36-mm-Gelenkmodelle sowie die Injektion von 1,5 ml physiologischer Kochsalzlösung in die 40- und 44-mm-Gelenkmodelle. Diese diente der Simulation von Synovialflüssigkeit. Das eingebrachte Flüssigkeitsvolumen wurde durch eine Gewichtskontrolle mit Hilfe einer Präzisionswaage kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Es erfolgte nun die Montage eines Kraftsensor (Biegebalken Serie KM202 bis 10 N, Fa. Megatron Elektronik AG & Co., Putzbrunn, Deutschland) an den dafür speziell angefertigten Konusadapter. Dabei wurde auf einen konstanten Abstand des Sensors vom Kopfzentrum geachtet (201 mm). Bei jeweils unterschiedlicher Konuslänge der verschiedenen Köpfe erfolgte daher die individuelle Einstellung des festgelegten Abstandes. Der Handgriff des Kraftsensors wurde während der gesamten Messungen nicht verändert. Mittels 4 Schrauben erfolgte nun die Fixierung der Gelenkkomponenten auf der speziell angefertigten Arbeitsplatte. Eine ebenso speziell gefertigte Aufhängung aus Edelstahl mit Anschluss eines Wegsensors (RACC-25L-0.25%, Fa. Megatron Elektronik AG & Co., Putzbrunn, Deutschland) wurde oberhalb des Gelenkmodells in Position gebracht. Der induktive Wegmesser wurde mittels vergrößerter Auflagefläche aus Plastik endgültig in Position gebracht. Neben der Messung des Luxationsweges limitierte der Sensor auch die vertikale Wegstrecke. An das Ende des Portnadel Schlauches und über den nun geöffneten 3-Wege-Hahn erfolgte der Anschluss eines Drucksensors (ADZ-SML-20.0, ADZ Nagano GmbH, Ottendorf-Okrilla, Deutschland), welcher zur intraartikulären Druckmessung diente. Die Daten der jeweiligen Sensoren wurden mittels Analog-Digital-Wandlerkarte (Meilhaus Elektronik GmbH, Puchheim, Deutschland) sowie einer eigens programmierten Software aufgezeichnet. Zunächst erfolgte die Kalibrierung der Sensoren. Außerdem wurden bei jeder Messung die Umgebungstemperatur sowie der aktuelle aerostatische Luftdruck registriert. Danach erfolgte das manuelle gleichmäßige Hebeln des Gelenkes bis zur Luxation, wobei Wegstrecke, Luxationskraft sowie intraartikulärer Druck in standardisierter Technik jeweils bis zum Impingement und bis zur Luxation simultan aufgenommen wurden. Das Hebelmoment (Kraftarm x Kraft) sowie die Luxationsarbeit ($W_{Lux} = F_{Lux} \times s_{Lux}$) wurden basierend auf den Messergebnissen berechnet.



Abbildung 7: 36-mm-Gelenkmodell mit Hebelarm und integriertem Kraftsensor (rechts), Wegsensor (oben) und Drucksensor (links unten), zentrierte Kopfposition zu Beginn des Hebelvorganges

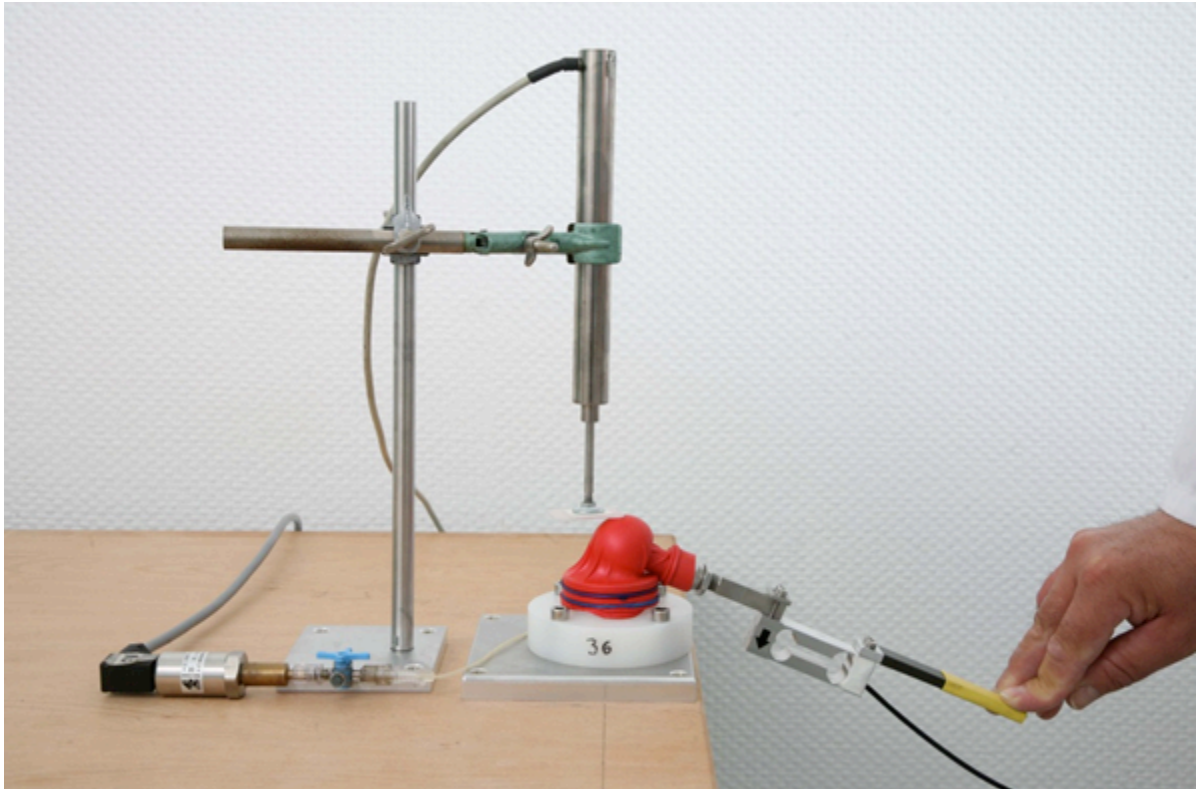


Abbildung 8: Versuchsanordnung mit 36-mm-Gelenkmodell (wie in Abb. 7), luxierte Kopfposition nach Abschluss des Hebelvorganges

4.3 Versuchsaufbau der ROM-Messung

Zur Messung der technischen Range of Motion wurden die gleichen Gelenkmodelle ohne aufliegende Gelenkkapsel aus Gummi verwendet. Die Gelenkkomponenten wurden erneut mittels 4 Schrauben auf der speziell angefertigten Arbeitsplatte fixiert. Die speziell gefertigte Aufhängung aus Edelstahl wurde erneut oberhalb des Gelenkmodelles mit einem Wegsensor (RACC-25L-0.25%, Fa. Megatron Elektronik AG & Co., Putzbrunn, Deutschland) positioniert. Dabei wurde auf die senkrechte Ausrichtung aller Komponenten geachtet. Die untere Auflagefläche des Wegsensors wurde mittels selbst gefertigter Auflagefläche aus Plastik vergrößert um ein Abrutschen sowie eine Fehlmessung der Hebelbewegung zu vermeiden. Zusätzlich zum Aufbau der Apparatur positionierten wir eine horizontal und vertikal exakt ausgerichtete Fotokamera. Es erfolgte nun zunächst das Kalibrieren des Wegsensors auf Null bei zentrierter Position des Keramikkopfes in Pfanne ohne Impingement. Im weiteren Verlauf erfolgte die Bewegung des Keramikkopfes (Aushebeln) bis zum Impingement und schließlich bis zur Luxation. Die Gelenkposition wurde sowohl beim Impingement als auch bei vollständiger Luxation fotodokumentiert. Zur genauen Verifizierung der kompletten Luxation (Dislokation um den Kopfradius) erfolgte das zeitgleiche Überprüfen der generierten Daten, welche mittels Analog-Digital-Wandlerkarte (Meilhaus Elektronik

GmbH, Puchheim, Deutschland) sowie einer eigens programmierten Software aufgenommen wurden. Schließlich erfolgte das Bearbeiten der Bilder am Computer und das Ausmessen der Gelenkposition (techROM) bei Impingement und Luxation mittels einer eigenständig entwickelten Software. Der zwischen Pfanneneingangsebene und Konusadapter gemessene Winkel wurde verdoppelt und von 180° subtrahiert (techROM bis Impingement) bzw. verdoppelt und zu 180° addiert (techROM bis Luxation).

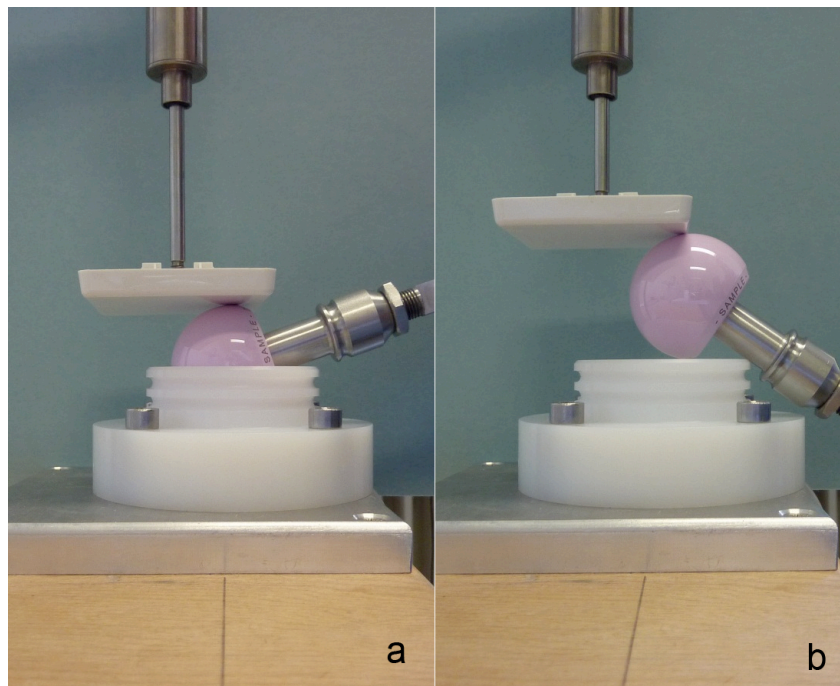


Abbildung 9 a und b: Fotoaufnahmen zur Messung der technischen Range of Motion bei Impingement (a) und Luxation (b), gemessen wurde der Winkel zwischen Pfanneneingangsebene und Konusadapter

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Hebelversuche

Mit den sechs Gelenkmodellen von 22- bis 44-mm-Durchmesser erfolgten insgesamt 141 Hebelversuche. Aus den Daten der Hebelversuche wurde jeweils das maximale Hebelmoment bestimmt, welches während der Luxation aufgebracht werden musste.

1) Ergebnisse mit dem 22-mm-Gelenkmodell

Von insgesamt 24 Messungen mit dem 22-mm-Gelenk wurden 15 Messergebnisse berücksichtigt. 9 Ergebnisse wurden auf Grund von Materialversagen, Luftblasen und unvollständiger Luxation ausgeschlossen. Mit jedem montierten Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 22-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 5,36 N bei einem mittleren Minimaldruck von 17,01 kPa.

Tabelle 1: Messwerte für das 22-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	6,23	5,39	5,23	19,39
2	6,26	4,45	5,08	18,93
3	5,07	3,16	2,89	12,36
4	4,42	4,33	2,72	14,73
5	5,33	4,97	3,25	16,19
6	5,07	4,82	3,30	18,66
7	6,08	6,01	3,41	14,63
8	4,87	4,76	3,74	16,12
9	5,53	4,76	4,83	7,26
10	5,25	4,80	3,01	18,02
11	5,34	4,95	3,70	19,57
12	5,36	4,82	3,60	24,52
13	5,47	5,39	4,01	11,94
14	5,64	5,07	3,26	18,36
15	4,43	3,57	3,05	24,52
Mittelwert	5,36	4,75	3,67	17,01
Standardabweichung	± 0,56	± 0,70	± 0,79	± 4,54

2) Ergebnisse mit dem 28-mm-Gelenkmodell

Von den insgesamt 21 Gelenkmodellen mit dem 28-mm-Gelenk wurden 17 Messergebnisse berücksichtigt. 4 Ergebnisse wurden auf Grund von Defektblasen sowie Rissen der Kapselmembran, welche zu einer maßgeblichen Verringerung der Stabilität führten, ausgeschlossen. Mit jedem Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 28-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 9,64 N bei einem mittleren Minimaldruck von 12,38 kPa.

Tabelle 2: Messwerte für das 28-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	9,01	9,47	7,24	11,31
2	11,09	9,47	7,72	11,31
3	10,36	9,47	7,23	12,55
4	9,92	8,56	7,19	16,36
5	10,94	10,19	8,14	9,26
6	8,59	8,32	5,59	20,39
7	9,81	8,32	7,95	19,44
8	8,72	7,38	6,16	19,90
9	9,15	7,22	8,03	11,18
10	9,43	8,42	6,82	9,56
11	9,09	8,34	6,70	10,49
12	10,21	9,19	6,43	11,20
13	9,84	9,72	7,30	9,00
14	10,51	10,18	8,19	8,53
15	9,82	5,72	7,10	9,15
16	8,61	8,47	6,62	10,00
17	8,78	7,43	6,72	10,74
Mittelwert	9,64	8,58	7,13	12,38
Standardabweichung	± 0,80	± 1,18	± 0,73	± 4,01

3) Ergebnisse mit dem 32-mm-Gelenkmodell

Von den insgesamt 24 Gelenkmodellen mit dem 32-mm-Gelenk wurden 19 Messergebnisse berücksichtigt. 5 Ergebnisse wurden auf Grund von Undichtigkeit sowie Abriss der Kapselmembran ausgeschlossen. Mit jedem Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 32-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 12,88 N bei einem mittleren Minimaldruck von 9,43 kPa.

Tabelle 3: Messwerte für das 32-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	11,25	9,83	7,92	14,70
2	14,28	9,83	11,51	12,41
3	14,79	10,34	12,35	11,45
4	12,87	10,34	11,01	6,87
5	12,9	10,34	9,60	7,73
6	12,48	6,54	11,03	9,08
7	12,45	6,54	10,26	10,48
8	13,62	6,54	10,27	10,33
9	14,37	10,83	11,31	10,45
10	11,72	10,83	9,89	11,73
11	11,63	10,83	10,08	11,76
12	11,86	5,61	10,22	12,12
13	12,97	7,43	11,16	6,37
14	10,42	6,01	9,63	7,04
15	14,61	10,23	12,36	7,09
16	14,86	14,77	10,60	7,18
17	15,05	14,48	10,64	6,91
18	10,45	5,79	10,33	7,75
19	12,19	7,27	10,49	7,65
Mittelwert	12,88	9,18	10,56	9,43
Standardabweichung	± 1,48	± 2,74	± 1,01	± 2,46

4) Ergebnisse mit dem 36-mm-Gelenkmodell

Von den insgesamt 44 Gelenkmodellen mit dem 36-mm-Gelenk wurden 13 Messergebnisse berücksichtigt. 31 Ergebnisse wurden auf Grund Defektblasen, unvollständiger Luxation sowie mehrfachem Reißen der Kapselmembran, welche zu einem sofortigen Abbruch der Messung führten, ausgeschlossen. Mit jedem Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 36-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 17,52 N bei einem mittleren Minimaldruck von 9,52 kPa.

Tabelle 4: Messwerte für das 36-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	17,40	16,12	15,45	6,44
2	17,21	5,62	15,38	6,54
3	16,89	12,93	15,79	6,03
4	16,37	12,48	15,08	6,96
5	15,86	5,80	15,14	7,86
6	18,57	15,73	15,89	7,47
7	19,21	18,44	14,89	7,96
8	19,59	11,90	17,75	10,36
9	19,36	15,25	16,57	10,53
10	17,28	17,04	14,38	12,37
11	18,02	16,61	15,43	11,44
12	16,10	11,60	14,20	14,50
13	15,86	15,04	14,13	15,23
Mittelwert	17,52	13,43	15,39	9,52
Standardabweichung	± 1,33	± 4,01	± 0,99	± 3,13

5) Ergebnisse mit dem 40-mm-Gelenkmodell

Von den insgesamt 26 Gelenkmodellen mit dem 40-mm-Gelenk wurden 15 Messergebnisse berücksichtigt. 11 Ergebnisse wurden auf Grund von Rissen der Kapselmembran sowie Lufteinschlüssen ausgeschlossen. Mit jedem Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 40-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 22,03 N bei einem mittleren Minimaldruck von 10,82 kPa.

Tabelle 5: Messwerte für das 40-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	24,59	12,17	21,37	6,83
2	23,74	15,58	23,61	6,72
3	23,17	19,09	22,11	8,06
4	20,46	10,41	19,01	14,22
5	23,35	18,46	22,65	11,04
6	19,07	11,00	17,98	12,63
7	23,5	19,75	22,39	7,79
8	19,26	12,99	18,21	14,86
9	25,80	23,73	20,84	13,65
10	17,42	13,72	16,86	20,57
11	26,31	13,81	22,89	8,78
12	21,4	18,22	21,40	10,05
13	21,83	18,80	20,19	8,66
14	18,7	12,78	11,29	11,04
15	21,77	14,77	21,35	7,42
Mittelwert	22,03	15,69	20,14	10,82
Standardabweichung	± 2,66	± 3,81	± 3,15	± 3,83

6) Ergebnisse mit dem 44-mm-Gelenkmodell

Von den insgesamt 20 Gelenkmodellen mit dem 44-mm-Gelenk wurden 14 Messergebnisse berücksichtigt. 6 Ergebnisse wurden auf Grund einer deutlichen Zunahme an Defektblasen, welche zu einer maßgeblichen Verringerung der Stabilität führten, ausgeschlossen. Mit jedem Gelenkmodell erfolgte jeweils nur eine Messung. Der Mittelwert der zur Luxation des 44-mm-Gelenkmodells notwendigen Maximalkraft betrug 26,10 N bei einem mittleren Minimaldruck von 9,53 kPa.

Tabelle 6: Messwerte für das 44-mm-Gelenkmodell

Versuche	Maximalkraft in N	Kraft Luxationsweg in N	Kraft halber Luxationsweg in N	Minimaldruck in kPa
1	24,80	12,29	24,51	9,02
2	26,57	12,32	24,28	8,22
3	27,22	15,29	23,33	10,31
4	26,40	14,82	24,44	10,85
5	22,22	14,82	21,61	11,35
6	23,53	14,82	23,04	11,50
7	23,29	10,50	22,08	10,53
8	24,94	11,86	21,58	11,28
9	24,89	13,65	24,00	10,78
10	28,26	14,40	27,19	11,35
11	30,59	18,79	28,94	8,62
12	28,69	14,34	26,78	6,53
13	26,18	15,49	25,79	6,23
14	27,84	13,75	24,27	6,83
Mittelwert	26,10	14,08	24,42	9,53
Standardabweichung	± 2,32	± 2,00	± 2,15	± 1,93

7) Absolut- und Relativvergleich der gemessenen Hebelmomente

Das zur Luxation der Gelenkmodelle notwendige Hebelmoment lag zwischen 1,08 Nm (22-mm-Gelenkmodell) sowie 5,25 Nm (44-mm-Gelenkmodell) und zeigte somit eine deutliche Zunahme. Die relative Zunahme des Hebelmoments betrug bei Untersuchung des 44-mm-Gelenkmodells 170,62% im Vergleich zum 28-mm-Gelenk.

Tabelle 7: Zusammenfassung und Vergleich zum 28-mm-Gelenkmodell

Gelenkdurchmesser (mm)	22 mm	28 mm	32 mm	36 mm	40 mm	44 mm
Absolutes maximales Hebelmoment (Nm) bei l = 0,201 m	1,08	1,94	2,59	3,52	4,43	5,25
Relatives maximales Hebelmoment (%)	55,67	100	133,51	181,44	228,35	270,62

5.2 Ergebnisse der ROM-Messung

Die relative Zunahme der techROM bei Untersuchung des 44-mm-Gelenkmodells betrug 18,3% bis zum Impingement und 13,4% bis Luxation (im Vergleich zum 28-mm-Gelenkmodell).

Tabelle 8: Gemittelte Messwerte und berechnete Relativwerte im Vergleich zum 28-mm-Gelenkmodell

Gelenkdurchmesser (mm)	22	28	32	36	40	44
absolute technische Range of Motion bis zum Impingement (grd)	113,4	122,6	131,2	134,6	141,8	145
absolute technische Range of Motion bis zur Luxation (grd)	212,6	218,8	226	248,4	246,2	248,2
relative technische Range of Motion bis zum Impingement (%)	92,5	100	107	109,8	115,7	118,3
relative technische Range of Motion bis zur Luxation (%)	97,2	100	103,3	113,5	112,5	113,4

6 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit erfolgte eine vergleichende Analyse des Luxationswiderstandes und der technischen ROM bei Hebelwirkung auf Gelenkmodelle mit 22 – 44 mm Durchmesser. Relativ zu den Werten des 28-mm-Gelenkmodells war beim 44-mm-Gelenkmodell eine Steigerung der zur Luxation notwendigen Hebelkraft um 170,62 % festzustellen, während die techROM bis zum Impingement um 18,3 % und die techROM bis zur Luxation um 13,4 % zunahm. Der nahezu verdreifachte Luxationswiderstand einerseits und die geringe Zunahme der ROM-Werte sowie die hohen techROM-Absolutwerte bis zur Luxation (beim 44-mm-Gelenkmodell 248,2 grad) andererseits sprechen dafür, dass die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes die Hauptursache für die erheblich verminderte Luxationsneigung größerer Köpfe darstellt. Zusätzlich unterstützt wird diese Behauptung durch die starke Absenkung der Luxationsrate, welche in der Hüftendoprothetik durch die Schonung und Rekonstruktion der Gelenkkapsel erreicht werden kann (Pellicci et al. 1998; Bottner und Pellicci 2006; Prietzel et al. 2014). Andererseits ist das bevorzugte Auftreten der Luxationen in der postoperativen Frühphase nach HTEP-Implantation mit Kapselresektion auf die dadurch bedingte Ausschaltung des Weber-Effektes zurückzuführen. Während in anderen publizierten Studien im Rahmen von Hebelversuchen trockene Gelenke ohne Kapselumhüllung unter Simulation von Muskelkontraktion untersucht wurden (Bader et al. 2004), kamen in der vorliegenden Studie Gelenkmodell zu Einsatz, die über eine hermetisch abschließende Kapsel mit Einschluss einer geringen Flüssigkeitsmenge ohne Luft verfügten.

Die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes wurde 1836 erstmals durch die Gebrüder Weber experimentell nachgewiesen und kann daher als Weber-Effekt bezeichnet werden. In ihrem zweiten Versuch konnten sie zeigen, dass trotz Durchtrennung der Kapsel das Hüftgelenk nicht dislozierte (Weber und Weber 1836,1837). Dieser Effekt wurde durch das intakt gebliebene Labrum vermittelt, welches die stabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes trotz Kapseleröffnung ermöglichte (Drummer 2008, Prietzel et al. 2007). Seitdem wird eine kontroverse Diskussion über die Wirkung des atmosphärischen Druckes auf das Hüftgelenk geführt. Einige Autoren (Paschen 1873, Schmid 1875, Aeby 1876, Braam-Houckgeest 1877, Fick 1910) bestätigten die Versuche der Gebrüder Weber, zum Teil durch ähnliche Experimente und auch für andere Gelenke. Bis in die Gegenwart bekräftigten Autoren (Semlak und Ferguson 1970, Lang und Wachsmuth 1972, Habermeyer und Schuller 1990, Wingstrand et al. 1990, 1997, Arvidsson 1990) den stabilisierenden Einfluss des atmosphärischen Druckes auf Gelenke. Dem gegenüber gab es Autoren (u.a. Rose 1865, Gerken 1897, Christen 1911, Pauwels 1965, Frick et al. 1980, Dorsche 1983, Waldeyer und Mayet 1987), die den atmosphärischen Druck als hüftstabilisierenden Faktor ablehnten. Diese Autoren vertraten die Auffassung, dass der atmosphärische Druck erst dann stabilisierend auf ein Gelenk wirkt, wenn im Gelenk ein Unterdruck herrscht. Dieser

käme aber erst bei Einwirkung einer dezentrierenden Kraft auf das Gelenk zustande, was jedoch durch die Muskulatur verhindert würde. Da im Gelenk nur ausnahmsweise ein Unterdruck existiere, könne der atmosphärische Druck nicht stabilisierend wirken.

Prietzl (2013) stellte dagegen klar, dass der Absolutdruck im Gelenkspalt eine direkte Proportionalität zur Gelenkstabilität aufweist. Ein hoher intraartikulärer Absolutdruck sei somit Indikator für hohe gelenkzentrierende Kräfte, welche für das Erreichen einer Luxation durch noch höhere dezentrierende Kräfte überwunden werden müssten. Ein Unterdruck zeige dagegen an, dass bereits dezentrierende Kräfte wirken und das Gelenk destabilisieren. Bei dieser Ausgangssituation reiche eine geringere zusätzliche Kraft, um eine Luxation herbeizuführen.

Die vorliegende Studie bestätigt frühere Untersuchungen zur Gelenkstabilität, die auf abstrakten Zugversuchen mit verschiedenen dimensionierten Gelenkmodellen basierten (Prietzl et al. 2007). In der aktuellen Studie zeigten die untersuchten Gelenkmodelle mit 22 – 44 mm Durchmesser bei Hebelwirkung eine ähnliche erhebliche Zunahme des Luxationswiderstandes in Abhängigkeit vom Gelenkdurchmesser wie in den Zugversuchen.

Die direkte Proportionalität von intraartikulärem Absolutdruck und Gelenkstabilität konnte durch die Druckmessung bestätigt werden. Die Luxation der Gelenkmodelle erfolgte bei intraartikulären Absolutdrücken, die zwischen 6,03 und 24,52 kPa variierten. Der intraartikuläre Absolutdruck kann somit als Indikator für die Stabilitätsminderung sowie für die beginnende Luxation fungieren.

Der im Rahmen dieser Studie nachgewiesene starke Anstieg des zur Luxation erforderlichen Hebelmoments bei Zunahme des Gelenkdurchmessers spricht dafür, dass die permanente hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes (Weber-Effekt) ursächlich für die wesentlich geringere HTEP-Luxationsrate bei Einsatz größerer Gelenkköpfe ist.

Bisher wurde die verminderte HTEP-Luxationsrate bei Verwendung größerer Gelenkköpfe in erster Linie auf die Zunahme der Range of Motion (ROM) zurückgeführt. Gegen diese weit verbreitete Annahme spricht die im Rahmen dieser Studie nachgewiesene relativ geringe Zunahme der ROM, welche erwartungsgemäß bei großen Köpfen noch geringer wird, da eine asymptotische Abhängigkeit vom Gelenkdurchmesser besteht (Prietzl et al. 2007). Außerdem konnte Burroughs (2005) nachweisen, dass bei der Verwendung von Gelenkköpfen mit mehr als 38 mm Durchmesser die ROM-Zunahme praktisch nicht mehr wirksam wird, da ein Knochen-Knochen-Impingement limitierend wirkt.

Somit sprechen alle Argumente dafür, dass die klinisch nachgewiesene geringere Luxationsneigung von Hüftendoprothesen mit größeren Köpfen nicht auf die Range of Motion zurückzuführen ist, sondern in erster Linie auf die höhere Luxationsstabilität infolge der permanenten hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes. Diese kann auch als Weber-Effekt bezeichnet werden und wird durch die Rekonstruktion der Gelenkkapsel,

den Einsatz größerer Gelenkköpfe und die Verwendung einer intrakapsulären Redon-Drainage begünstigt (Prietz et al. 2007).

7 Zusammenfassung der Arbeit

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Dr. med.

Titel	Untersuchungen zur hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes und zur Range of Motion bei Hebelwirkung auf Gelenkmodelle
eingereicht von	Hannes Rauch
angefertigt an	Universität Leipzig / Medizinische Fakultät Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastische Chirurgie
Betreut von	PD Dr. med. habil. Torsten Prietzel
Einreichung	30.05.2016

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden kapselumhüllte Hüftgelenkmodelle mit 22 – 44 mm Durchmesser durch Hebelwirkung luxiert, wobei die wirkende Kraft, die resultierende Dislokation und der intraartikuläre Absolutdruck kontinuierlich gemessen wurden. Parallel dazu wurde die technische Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation bestimmt. Die durchgeführten Hebelversuche ergaben bei Zunahme des Kopfdurchmessers eine erhebliche Zunahme des Luxationswiderstandes der untersuchten Gelenkmodelle. Im Gegensatz dazu ergab die Messung der technischen Range of Motion bei größerem Gelenkdurchmesser einen geringen Zuwachs, dessen praktische Wirksamkeit durch existierende Literatur auf Grund von Knochen-Knochen-Impingement in Zweifel gezogen wird (Burroughs et al. 2005). Die Hypothese ist somit anzunehmen.

Die starke Zunahme des Luxationswiderstandes und die gering erweiterte techROM sprechen neben anderen Argumenten dafür, dass die permanente hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes, die auch als Weber-Effekt bezeichnet werden kann, die Hauptursache für die deutlich verminderte Luxationsneigung größerer Köpfe nach hüftendoprothetischen Eingriffen darstellt. Daraus können folgende Konsequenzen für die Hüftendoprothetik abgeleitet werden:

1. Die Schonung und Rekonstruktion der Gelenkkapsel ist eine wichtige Voraussetzung für die Wirksamkeit des Weber-Effektes. Zahlreiche Studien belegen, dass durch die Kapselrekonstruktion die Anzahl der von Luxationen betroffenen Patienten um 90 %

gesenkt werden kann (Pellicci et al. 1998; Bottner und Pellicci 2006; Prietzel et al. 2014), weshalb die Kapselrekonstruktion zu empfehlen ist.

2. Gelenkköpfe mit größerem Durchmesser besitzen in Folge des Weber-Effektes eine wesentlich größere Gelenkstabilität bzw. einen höheren Luxationswiderstand. Daraus resultiert offensichtlich die klinisch nachgewiesene wesentlich geringere Luxationsrate (Bistolfi et al. 2011; Howie et al. 2012, Zajonz et al. 2015). Gegenwärtige Nachteile größerer Köpfe wie höherer Abrieb und vermehrte Belastung von Pfannenverankerung und Konus müssen jedoch berücksichtigt werden. Der Einsatz größerer Gelenkköpfe ist zukünftig in der Hüftendoprothetik anzustreben. Gegenwärtig ist bei normalem Luxationsrisiko und somit bei primären HTEP-Implantationen der Einsatz von Gelenkköpfen bis 36 mm Durchmesser vertretbar. Bei erhöhtem Luxationsrisiko (z. B. bei bestimmten HTEP-Revisionen) sind dagegen 40-mm- und 44-mm-Köpfe gerechtfertigt, soweit diese in Abhängigkeit vom Pfannendurchmesser realisierbar sind (Zajonz et al. 2015).
3. Der Einsatz einer intrakapsulären Redondrainage beschleunigt durch die Eliminierung eingedrungener Luft und durch die Minimierung des postoperativen Hämatoseroms die Restitution physiologischer Gelenkverhältnisse. Dies ist gleichfalls eine wichtige Voraussetzung für die Wirksamkeit des Weber-Effektes und daher zu empfehlen (Prietzel et al. 2007).

8 Literaturverzeichnis

Aeby C 1876. Beiträge zur Kenntnis der Gelenke. Dtsch Z Chir. 6: 354-417.

Arvidsson I 1990. The hip joint: forces needed for distraction and appearance of the vacuum phenomenon. Scand J Rehabil Med 22(3): 157-161.

Bader R, Scholz R, Steinhauser E, Busch R, Mittelmeier W 2004. Method for the evaluation of factors influencing the dislocation stability of total hip endoprotheses. Biomedizinische Technik. Biomed Eng 49(5): 137-144.

Beaule PE, Schmalzried TP, Udomkiat P, Amstutz HC 2002. Jumbo femoral head for the treatment of recurrent dislocation following total hip replacement. J Bone Joint Surg Am 84-A(2): 256-263.

Beaule PE, Roussignol X, Schmalzried TP, Udomkiat P, Amstutz HC, Dujardin FH 2003. Tripolar arthroplasty for recurrent total hip prosthesis dislocation. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 89(3): 242-249.

Berend KR, Lombardi AV, Jr., Mallory TH, Adams JB, Russell JH, Groseth KL 2005. The long-term outcome of 755 consecutive constrained acetabular components in total hip arthroplasty examining the successes and failures. J Arthroplasty 20(7 Suppl 3): 93-102.

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech 26: 969–990.

Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech 34: 859–871.

Berry DJ, Knoch M von, Schleck CD, Harmsen WS 2005. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. The Journal of Bone & Joint Surgery 87: 2456-2463.

Bertolini R 1995. Systematische Anatomie des Menschen; 45 Tabellen. 5., vollständig neubearbeitete Auflage, Berlin [u.a.]: Ullstein Mosby XIV, 518.

Bistolfi A, Crova M, Rosso F, Titolo P, Ventura S, Massazza G 2011. Dislocation rate after hip arthroplasty within the first postoperative year: 36 mm versus 28 mm femoral heads. Hip Int 21: 559-564.

Bono JV 2004. Digital templating in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 86 - A Suppl 2: 118-122.

Bottner F, Pellicci PM 2006. Review: Posterior soft tissue repair in primary total hip arthroplasty. HSS Journal 2: 7-11.

Braam-Houckgeest JP 1877. Über den Einfluss des Luftdruckes für den Zusammenhalt der Gelenke. Arch Anat Physiol, Anat Abt: 381-387.

Buchner H 1877. Studien über den Zusammenhalt des Hüftgelenkes. Arch Anat Physiol, Anat Abt: 22-45.

Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH 2005. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38- and 44-mm femoral head sizes: an in vitro study. J Arthroplasty 20: 11-19.

Carneiro, J, Junqueira LC 1996. Histologie. Berlin Heidelberg. Springer Verlag, 1996.

Chandler DR, Glousmann R, Hull D, McGuire PJ, Kim IS, Clarke IC, Sarmiento A 1982. Prosthetic hip range of motion and impingement. The effects of head and neck geometry. Clin Orthop Relat Res: 284-291.

Charnley J 1961. Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet 1(7187): 1129-1132.

Charnley J, Kamangar A, Longfield MD 1969. The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total replacement of the hip. Med Biol Eng 7(1): 31-39.

Charnley J 1979. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice: Chapter 19: Postoperative Dislocation. Berlin Heidelberg New York. Springer Verlag. 1979.

Christen T 1911. Richtigstellung zum Streit um den Gelenkdruck. Anat. Hefte 43: 379.

Cooper RA, McAllister CM, Borden LS, Bauer TW 1992. Polyethylene debris-induced osteolysis and loosening in uncemented total hip arthroplasty. A cause of late failure. J Arthroplasty 7(3): 285-290.

Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR 2004. Biomechanics of large femoral heads: What they do and don't do. Clin Orthop Relat Res: 102-107.

Dacheux C, Bocquet D, Migaud H, Girard J 2013. Incidental discovery of an undisplaced ceramic liner fracture at total hip arthroplasty revision for squeaking. Orthop Traumatol Surg Res 99(5): 631-634.

Dargel J, Oppermann J, Brüggemann GP, Eysel P 2014. Luxationen nach Hüftendoprothese. Dtsch Arztebl Int 111(51-52): 884-90.

Dorsche HH 1983. Taschenbuch der Anatomie. Bd 1. Stuttgart. Fischer Verlag. 1983.

Drummer N 2008. Die Bedeutung des Labrum acetabulare für die Stabilität des Hüftgelenkes – Eine Grundlagenbetrachtung und experimentelle Studie. Promotionsschrift. Medizinische Fakultät der Universität Leipzig.

Fick R 1910. Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Bd. 2: Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik. Jena. Fischer Verlag. 1910.

Franz R, Hellinger J 1978. Evaluation of modified and original Siwasch total endoprosthesis bonded with cement. Beitr Orthop Traumatol 25(12): 678-685.

Frick H, Leonhardt H, Starck D 1980. Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie. Bd. 1 Allgemeine Anatomie/Spezielle Anatomie I. 2. Überarb. Aufl. Stuttgart. Thieme Verlag. 1980.

Gerken NA 1897. Über die Unabhängigkeit des Zusammenhalts der Gelenke von dem atmosphärischen Drucke. Anat. Hefte 7: 1-52.

Grigoris P, Grecula MJ, Amstutz HC 1994. Tripolar hip replacement for recurrent prosthetic dislocation. Clin Orthop Relat Res 304: 148-155.

Günther KP, Lutzner J, Hannemann F, Schmitt J, Kirschner S, Goronzy J, Stiehler M, Lohmann C, Hartmann A 2013. Update on metal-on-metal hip joints. *Orthopade* 42(5): 373-387.

Guericke Ov 1672. *Experimenta nova Magdeburgica de vacuo spatio* (Neue Magdeburgische Versuche über den leeren Raum). Amsterdam: Reprint Akad. Verlagsgesell. Geest&Portig Leipzig. 1986.

Habermeyer P, Schuller U 1990. Die Bedeutung des Labrum glenoidale für die Stabilität des Glenohumeralgelenkes. Eine experimentelle Studie. *Unfallchirurg* 93: 19-26.

Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H 1996. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 78B: 206–9.

Helferich H 1994. Endoprothetik Rückblick. *Der Chirurg* 65: 1826-1871.

Hellinger J, Kyselka R 1972. First results using the Siwasch total endoprosthesis. *Beitr Orthop Traumatol* 19(12): 731-740.

Howie DW, Holubowycz OT, Middleton R 2012. Large Femoral Heads Decrease the Incidence of Dislocation After Total Hip Arthroplasty. A Randomized Controlled Trial. *J Bone Joint Surg Am* 94: 1095-1102.

Huggler AH 1968. *Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes mit Femurschaft- und Totalendoprothesen*. Stuttgart. Thieme Verlag, 102. 1968.

Imbuldeniya AM, Pearce SJ, Walter WL, Zicat BA, Walter WK 2013. Squeaking: Current knowledge and how to avoid it. *Curr Rev Musculoskelet Med*: 1-8.

Ingham E, Fisher J 2000. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng H* 214(1): 21-37.

Jerosch J 2011. Is shorter really better? : Philosophy of short stem prosthesis designs. *Orthopade* 40(12): 1075-1083.

Jerosch J, Grasselli C, Kothny PC, Litzkow D, Hennecke T 2012. Reproduction of the anatomy (offset, CCD, leg length) with a modern short stem hip design—a radiological study. *Z Orthop Unfall* 150(1): 20-26.

Kohler S, Ratayski H, Zacher J 2011. Implant-related fractures of the femoral neck cone adapter of a modular short-stem hip prosthesis - patient management and operative technique. *Z Orthop Unfall* 149(2): 185-190.

Kohn D, Rühmann O, Wirth CJ 1997. Die Verrenkung der Hüfttotalendoprothese unter besonderer Beachtung verschiedener Zugangswege. *Z Orthop Unfall* 135: 40-44.

Kumar VP, Balasubramaniam P 1985. The role of atmospheric pressure in stabilising the shoulder. An experimental study. *J Bone Joint Surg Br* 67(5): 719-721.

Kung PL, Ries MD 2007. Effect of femoral head size and abductors on dislocation after revision THA. *Clin Orthop Relat Res* 465: 170-174.

Lang J und Wachsmuth W 1972. *Praktische Anatomie: Bein und Statik*. 2. neubearb. Aufl. Berlin. Springer Verlag. 1972.

Levine BR, Della Valle, Craig J, Deirmengian CA, Breien KM, Weeden SH, Sporer SM, Paprosky WG 2008. The use of a tripolar articulation in revision total hip arthroplasty: a minimum of 24 months' follow-up. *J Arthroplasty* 23: 1182-1188.

Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR 1978. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 60: 217–20.

Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P 2002. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 84 - A Suppl 2: 2–20.

Masonis JL, Bourne RB 2002. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 405: 46–53.

McKee GK 1970. Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 72: 85-103.

Morlock MM, Bishop N, Kaddick C 2011. Which hip articulation bearing for which patient? : Tribology of the future. Orthopade 40(12): 1061-1067.

Morscher E 1987. Experiences, requirements and development of cement-free hip endoprostheses. Orthopade 16(3): 185-196.

Morscher EW, Wirz D 2002. Current state of cement fixation in THR. Acta Orthop Belg 68(1): 1-12.

Moss SG, Schweitzer ME, Jacobson JA, Brossmann J, Lombardi JV, Dellose SM, Coralnick JR, Standiford KN, Resnick D 1998. Hip joint fluid: detection and distribution at MR imaging and US with cadaveric correlation. Radiology 208: 43–48.

Nizegorodcew T, Gasparini G, Maccauro G, Todesca A, De Santis E 1997. Massive osteolysis induced by high molecular weight polyethylene wear debris. Int Orthop 21(1): 14-18.

Pauwels F 1965. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin, New York. Springer Verlag. 1965.

Pauwels F 1973. Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte; Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin, New York. Springer Verlag. 1973.

Parvizi J, Morrey BF 2000. Bipolar hip arthroplasty as a salvage treatment for instability of the hip. J Bone Joint Surg Am 82-A(8): 1132-1139.

Paschen W 1873. Zur Pathologie der Knochen und Gelenke. Dtsch Z Chir 3: 272-299.

Payr E 1995. Interposition von Muskeln in verknöcherte Gelenke. Der Chirurg 79: 891-902.

Pellicci PM, Bostrom M, Poss R 1998. Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair. Clin Orthop Relat Res 355: 224-228.

Peters CL, McPherson E, Jackson JD, Erickson JA 2007. Reduction in early dislocation rate with large-diameter femoral heads in primary total hip arthroplasty. J Arthroplasty 22: 140-144.

Prietzl T, Drummer N, Pilz D, Richter KW, Salis-Soglio v G 2007. Die stabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes auf das Hüftgelenk bei Einwirkung einer Zugkraft – eine experimentelle Studie. Z Orthop Unfall 145(4): 468-475.

Prietzl T, Drummer N, Pilz D, Richter KW, Salis-Soglio v G 2008. Die Weber'schen Versuche zur hüftstabilisierenden Wirkung des atmosphärischen Druckes – ein historischer und experimenteller Rückblick. Z Orthop Unfall 146(6): 644-650.

Prietzl T 2013. Die hüftstabilisierende Wirkung des atmosphärischen Druckes und resultierende Konsequenzen für die Luxationsprophylaxe nach Hüftendoprothetik – Experimentelle und klinische Untersuchungen. Habilitationsschrift. Medizinische Fakultät der Universität Leipzig.

Prietzl T, Hammer N, Schleifenbaum S, Kaßbaum E, Farag M, Salis-Soglio v G 2014. On the permanent hip-stabilizing effect of atmospheric pressure. J Biomech 47(11): 2660-2665.

Rose E 1865, Die Mechanik des Hüftgelenkes. Archiv für Anatomie. Physiologie u wiss Medicin: 521-557.

Schiebler, TH 2005. Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie; Unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs. 9., vollständig überarbeitete Auflage: 900. Berlin, Heidelberg, New York. Springer-Verlag. 2005.

Schmid C 1875. Über die Form und Mechanik des Hüftgelenkes. Dtsch Z Chir 5: 1-24.

Schrader P 2005. Technique evaluation for orthopedic use of Robodoc. Z Orthop Ihre Grenzgeb 143: 329-336.

Schulz AP, Seide K, Queitsch C, von Haugwitz A, Meiners J, Kienast B, Tarabolsi M, Kammal M, Jurgens C 2007. Results of total hip replacement using the Robodoc surgical assistant system: clinical outcome and evaluation of complications for 97 procedures. Int J Med Robot 3(4): 301-306.

Semlak K und Ferguson AB Jr 1970. Joint stability maintained by atmospheric pressure. An experimental study. Clin Orthop 68: 294-300.

Sikes CV, Lai LP, Schreiber M, Mont MA, Jinnah RH, Seyler TM 2008. Instability after total hip arthroplasty: treatment with large femoral heads vs. constrained liners. J Arthroplasty 23 (7 Suppl): 59-63.

Smith TM, Berend KR, Lombardi, Adolph V Jr, Emerson, Roger H Jr, Mallory TH 2005. Metal-on-metal total hip arthroplasty with large heads may prevent early dislocation. Clin Orthop Relat Res 441: 137-142.

Soong M, Rubash HE, Macaulay W 2004. Dislocation after total hip arthroplasty. J Am Acad Orthop Surg 12(5): 314-321.

Statistisches Bundesamt, (Editor) 2011. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik): Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. Wiesbaden. 2011.

Stroh DA, Issa K, Johnson AJ, Delanois RE, Mont MA 2013. Reduced dislocation rates and excellent functional outcomes with large-diameter femoral heads. J Arthroplasty 28: 1415–20.

Sugano N 2013. Computer-assisted orthopaedic surgery and robotic surgery in total hip arthroplasty. Clin Orthop Surg 5(1): 1-9.

The B, Verdonschot N, van Horn JR, van Ooijen PM, Diercks RL 2007. Digital versus analogue preoperative planning of total hip arthroplasties: a randomized clinical trial of 210 total hip arthroplasties. J Arthroplasty 22(6): 866-870.

Troelsen A, Malchau E, Sillesen N, Malchau H 2013. A review of current fixation use and registry outcomes in total hip arthroplasty: the uncemented paradox. Clin Orthop Relat Res 471(7): 2052-2059.

Waldeyer A und Mayet A 1987. Anatomie des Menschen. 1. Allgemeine Anatomie, Rücken, Bauch, Becken, Bein. 15. Aufl. Berlin, New York. de Gruyter Verlag. 1987.

Weber E, Weber W 1836. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Göttingen: Dieterichsche Buchhandlung: 147-160.

Weber E, Weber W 1837. Über die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge nebst der Beschreibung eines Versuches über das Herausfallen des Schenkelkopfes im luftverdünnten Raume. Ann Phys Chem 40: 1-13.

Werner BC, Brown TE 2012. Instability after total hip arthroplasty. World J Orthop 3: 122-130.

Wessinghage D 1991. Thermistocles Gluck. 100 years artificial joint replacement. Z Orthop Ihre Grenzgeb 129(5): 383-388.

Wessinghage D 2000. Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study. Orthopade 29(12): 1067-1071.

Whiddon DR, Bono JV, Lang JE, Smith EL, Salyapongse AK 2011. Accuracy of digital templating in total hip arthroplasty. Am J Orthop (Belle Mead NJ) 40(8): 395-398.

Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH 1990. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. Clin Orthop Relat Res (258): 95-107.

Wingstrand H, Wingstrand A, Krantz P 1990. Intracapsular and atmospheric pressure in the dynamics and stability of the hip. A biomechanical study. Acta Orthop Scand 61(3): 231-235.

Wingstrand H, Wingstrand A 1997. Biomechanics of the hip joint capsule – a mathematical model and clinical implication. Clin. Biomech 12(5): 273-280.

Yang N, Chen H, Phan D, Yu I, Lee Y, Chan C, Chou P, Renn J 2011. Epidemiological survey of orthopedic joint dislocations based on nationwide insurance data in Taiwan, 2000-2005. BMC Musculoskelet Disord 12: 253.

Zajonc D, Philipp H, Schleifenbaum S, Mobius R, Hammer N, Grunert R, Prietzel T 2015. Larger heads compensate for an increased risk of THA dislocation in high-risk patients. Orthopade 44: 381–391.

Zwartelé RE, Brand R, Doets HC 2004. Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis: a prospective observational study of 410 hips. Acta Orthop Scand 75: 684–90.

9 Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Datum

Unterschrift

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Vorname, Name	Hannes Rauch
Geburtsdatum, -ort	24. Mai 1985 in Leipzig
Familienstand:	ledig

Schulbildung

1991 – 1993	4. Oberschule Leipzig
1993 – 1995	Christoph-Arnold Grundschule Leipzig-Engelsdorf
1995 – 2001	Gymnasium Engelsdorf
2001 – 2002	Hall-Dale High School, Augusta, USA
2002 – 2004	Gymnasium Engelsdorf; Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Studium

10/2005 – 05/2012	Studium der Humanmedizin an der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig Abschluss: Staatsexamen
-------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------

Berufliche Tätigkeit

12/2012 – 04/2013	Asklepios Klinik Weißenfels Assistenzarzt Klinik für Allgemein-, Viszeralchirurgie und Proktologie, Darmzentrum
05/2013 – 06/2014	Asklepios Klinik Weißenfels Assistenzarzt Klinik für Gefäß- und Thoraxchirurgie
07/2014 -	Klinikum St. Georg Leipzig Assistenzarzt Klinik für Gefäßchirurgie